

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-294479

(43)Date of publication of application : 12.11.1996

(51)Int.Cl.

A61B 6/00

G03B 42/02

H04N 7/18

(21)Application number : 07-316679

(71)Applicant : FUJI PHOTO FILM CO LTD

(22)Date of filing : 05.12.1995

(72)Inventor : TAKEO HIDEYA  
NAKAJIMA NOBUYOSHI

(30)Priority

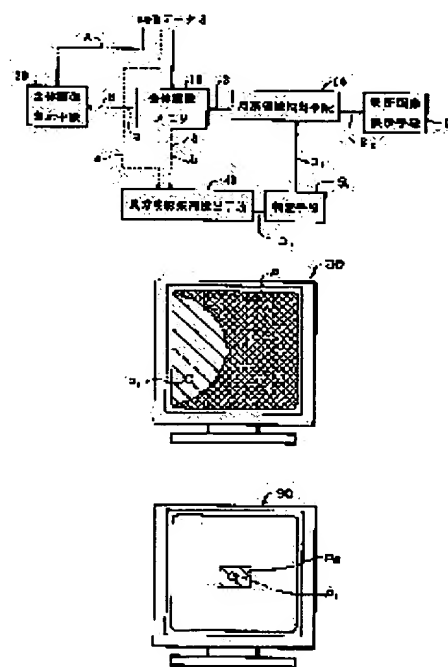
Priority number : 07 42277 Priority date : 23.01.1995 Priority country : JP

## (54) COMPUTER AIDED IMAGE DIAGNOSTIC DEVICE

## (57)Abstract:

PURPOSE: To improve diagnostic performance by displaying on one screen the entire image and a local image containing abnormal shadow and thereby facilitating the positioning of the abnormal shadow in the entire image.

CONSTITUTION: The entire image data S stored in the entire image memory 10 is inputted directly in the entire image display means 30 to that the entire radiation picture P is displayed. In the meantime, it is also inputted in a means for detecting abnormal shadow candidate, iris filter 40, so that a discriminating means 50 judges the detection by the iris filter 40 of a tumor image data showing the candidate P1 of a tumor shadow. In addition, a positional data D1 specifying the position of the picture element of the tumor image data is inputted in a means 60 for extracting local areas. The entire image data S stored in the entire image memory 10 is also inputted in the means 60 for extracting local areas, so that a local image data S2 is extracted after the proximity is specified containing the tumor picture element. Among the entire images, only the image of the candidate P1 of the tumor shadow is separately displayed in a means 90 for displaying local images; therefore, an image reader can concentrate his diagnostic senses on the image P2 in the local area.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 11.12.2000

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than

the examiner's decision of rejection or  
application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision  
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-294479

(43) 公開日 平成8年(1996)11月12日

(51) IntCl. <sup>9</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 6/00		7638-2 J	A 6 1 B 6/00	3 5 0 A
G 0 3 B 42/02			G 0 3 B 42/02	B
H 0 4 N 7/18			H 0 4 N 7/18	L

審査請求 未請求 請求項の数27 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願平7-316679

(22) 出願日 平成7年(1995)12月5日

(31) 優先権主張番号 特願平7-42277

(32) 優先日 平7(1995)1月23日

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社  
神奈川県南足柄市中沼210番地

(72) 発明者 武尾 英哉

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富  
士写真フイルム株式会社内

(72) 発明者 中島 延淑

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富  
士写真フイルム株式会社内

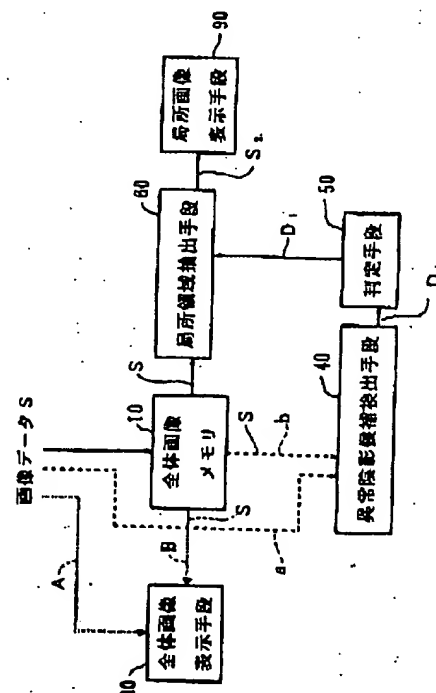
(74) 代理人 弁理士 柳田 征史 (外1名)

(54) 【発明の名称】 計算機支援画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】 計算機支援画像診断装置において、観察読影性能を向上させる。

【解決手段】 被写体の放射線画像を示す全体画像データ S に基づいて全体画像表示手段30に放射線画像の全体を表示する。一方、全体画像データ S から、放射線画像の異常陰影の候補を異常陰影候補検出手段40により検出し、異常陰影候補が検出されたと判定手段50により判定された場合には、この異常陰影候補を含む局所領域の画像を表す局所画像データ  $S_2$  を局所領域抽出手段60により抽出し、この局所画像データ  $S_2$  に基づいて、局所領域の画像  $P_2$  を全体画像 P とは別個に局所画像表示手段90に表示して、画像読影者の観察意識を集中せしめるようにする。



特開平8-294479

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体の放射線画像を表す全体画像データを記憶する全体画像記憶手段と、

該全体画像データに基づいて前記放射線画像のうち異常陰影の候補を検出する異常陰影候補検出手段と、  
該異常陰影候補検出手段による前記異常陰影の候補の検出の結果に基づいて、前記異常陰影の候補の存在の有無を判定する判定手段と、

該判定手段により前記異常陰影の候補が存在すると判定された場合に、前記全体画像記憶手段に記憶された前記全体画像データのうち、前記異常陰影の候補を含む局所領域の局所画像データを抽出する局所領域抽出手段と、  
該局所領域抽出手段により抽出された前記局所画像データに基づいて該局所領域の画像を表示する局所画像表示手段と、

前記全体画像データに基づいて前記被写体の放射線画像の全体を表示する全体画像表示手段とを備えたことを特徴とする計算機支援画像診断装置。

【請求項2】 前記局所領域抽出手段と前記局所画像表示手段との間に、前記局所画像データを一時的に記憶する局所画像記憶手段と、外部からの所定の画像表示要求を受けたときにのみ該局所画像記憶手段から前記局所画像データを出力せしめて前記局所領域の画像を前記局所画像表示手段に表示せしめるようにした局所画像表示要求手段とをさらに備えたことを特徴とする請求項1記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項3】 前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像のうち前記異常陰影の候補の画像が、前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも読影性能が向上するように、前記局所画像データのうち少なくとも前記異常陰影の候補を示す異常陰影画像データに対して画像強調処理を行う局所画像強調手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1または2に記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項4】 前記局所画像強調手段による前記所定の画像強調処理が、階調処理、周波数処理および拡大処理のうち少なくとも1つであることを特徴とする請求項3記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項5】 前記階調処理は、前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像が前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも、そのコントラストが相対的に高くなるように設定されていることを特徴とする請求項4記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項6】 前記階調処理は、前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像が前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも、そのコントラストが1.2倍以上になるように設定されていることを特徴とする請求項5記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項7】 前記階調処理は、前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像のうち少なくとも前記

異常陰影の候補の画像が前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも、そのコントラストが相対的に高くなるように設定されていることを特徴とする請求項4記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項8】 前記階調処理は、前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像のうち少なくとも前記異常陰影の候補の画像が前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも、そのコントラストが1.2倍以上になるように設定されていることを特徴とする請求項7記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項9】 前記周波数処理は、前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像が前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも、その強調度が相対的に大きくなるように設定されていることを特徴とする請求項4記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項10】 前記周波数処理は、前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像が前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも、その強調度が1.1倍以上になるように設定されていることを特徴とする請求項9記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項11】 前記周波数処理は、前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像のうち少なくとも前記異常陰影の候補の画像が前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも、その強調度が相対的に大きく設定されていることを特徴とする請求項4記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項12】 前記周波数処理は、前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像のうち少なくとも前記異常陰影の候補の画像が前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも、その強調度が1.1倍以上になるように設定されていることを特徴とする請求項11記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項13】 前記拡大処理は、前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像または該局所領域の画像のうち前記異常陰影の候補の画像が、前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像の中の前記異常陰影の候補の画像よりも、その表示サイズが大きくなるように設定されていることを特徴とする請求項4記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項14】 前記拡大処理は、前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像または該局所領域の画像のうち前記異常陰影の候補の画像が、前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像の中の前記異常陰影の候補の画像よりも、その表示サイズが1.5倍以上になるように設定されていることを特徴とする請求項13記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項15】 前記拡大処理は、前記異常陰影候補検出手段により検出された前記異常陰影の候補の大きさに応じてその拡大率が変化するように設定されていることを特徴とする請求項4記載の計算機支援画像診断装置。

特開平8-294479

【請求項16】 前記全体画像データに対して所定の画像強調処理を施す全体画像強調手段をさらに備えたことを特徴とする請求項3から15のうちいずれか1項に記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項17】 前記全体画像強調手段による前記所定の画像強調処理が、階調処理および/または周波数処理であることを特徴とする請求項16記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項18】 前記異常陰影候補検出手段による前記異常陰影候補の検出処理がアイリスフィルター処理および/またはモーフロジー処理に基づくものであることを特徴とする請求項1から17のうちいずれか1項に記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項19】 前記全体画像表示手段が前記局所画像表示手段を兼ね、該全体画像表示手段の表示面上の一部に前記局所領域画像を表示するようにしたことを特徴とする請求項1から18のうちいずれか1項に記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項20】 前記被写体が左右で一对の乳房であり、該左右の乳房の全体画像を対で、前記全体画像表示手段に表示するようにしたことを特徴とする請求項1から19のうちいずれか1項に記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項21】 前記被写体が左右で一对の乳房であり、一方の乳房に前記異常陰影の候補が検出されたときは、該一方の乳房の異常陰影の候補を含む前記局所領域の画像と、該一方の乳房における局所領域の位置に対応する、他方の乳房における前記局所領域の画像とを、対で、前記局所画像表示手段に表示するようにしたことを特徴とする請求項1から20のうちいずれか1項に記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項22】 前記左右の乳房の局所領域の画像に対して、同一の前記局所画像強調処理がなされることを特徴とする請求項21に記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項23】 前記全体画像表示手段が前記局所画像表示手段を兼ね、前記全体画像表示手段に対で表示された前記左右の乳房の全体画像にそれぞれ、前記左右の乳房の局所領域の画像を表示するようにしたことを特徴とする請求項21または22に記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項24】 前記全体画像表示手段に表示される局所領域画像が、該局所領域画像に対応する、前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像中の局所領域とは異なる表示領域に表示されるものであることを特徴とする請求項19から23のうちいずれか1項に記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項25】 前記全体画像表示手段に表示される局所領域画像の表示領域が、前記全体画像表示手段に表示された前記被写体とは異なる表示領域に収まるように決

定されるものであることを特徴とする請求項19から23のうちいずれか1項に記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項26】 前記全体画像表示手段における前記局所領域画像の表示領域内の大きさが前記局所領域画像の大きさより小さい場合には、該局所領域画像の表示領域内で表示可能な、前記局所領域画像の一部のみを表示するとともに、該表示領域内で該局所領域画像をスクロール可能としたことを特徴とする請求項25記載の計算機支援画像診断装置。

【請求項27】 前記全体画像表示手段には、複数の前記局所領域画像が表示可能とされたことを特徴とする請求項19から27のうちいずれか1項に記載の計算機支援画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被写体の放射線画像を表す画像データに基づいて放射線画像の異常陰影を検出し、その異常陰影を表示して診断に供する計算機支援画像診断装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】蓄積性蛍光体シートやフィルムに記録された被写体の放射線画像を読み取って画像データを得、この画像データに適切な画像処理を施した後、画像を表示装置等により再生することが種々の分野で行われている。特に近年、コンピューターとの組み合わせによるコンピュータドラジオグラフィーというデジタルラジオグラフィーの技術が開発され、種々のデジタルラジオグラフィーが臨床応用されている。

【0003】このデジタルラジオグラフィーは画像データを定量的に解析することができるという点で、従来のアナログ方式のラジオグラフィーとは根本的に異なる特長がある。特に人体の医療診断用として、このデジタルラジオグラフィーの特長をより積極的に活用することを目的とした、計算機(コンピューター)支援画像診断またはCADM(Computer Aided Diagnosis of Medical Image)と称される技術が提案されている。

【0004】この計算機支援画像診断等は、医療の現場における画像読影を通じての診断を補助するものである。すなわち従来においては、フィルム等の記録媒体やCRT等の表示装置により再生された放射線画像を専門医が目視により観察読影し、癌等を表すものとしての異常な腫瘍陰影や高濃度の微小石灰化陰影等(以下、これらを総称して異常陰影という)を早期に発見するよう努めていた。しかし、放射線画像を観察読影する読影者間の画像読影能力の差等により、そのような異常陰影を見落とし、主観的判断による思い違いを生ずる可能性もある。

【0005】そこで計算機支援画像診断では、画像データに基づいて異常陰影と考えられる異常陰影候補を検出

特開平8-294479

し、その検出した部位にマーキングを表示して放射線画像の読影者に注意を喚起することにより、あるいは読影者の客観的判断に役立つ材料として検出した異常陰影候補の特徴的なものを定量的に提示することにより、上述のような読影者による見落としや思い違い等を未然に防止して診断性能の向上を図っている(「DR画像における腫瘍陰影検出(アイリスフィルタ)」電子情報通信学会論文誌 D-II Vol.J75-D-II No.3 P663~670 1992年3月、「多重構造要素を用いたモルフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出」同誌 D-II Vol.J75-D-II No.7 P1170~1176 1992年7月等参照)。

#### 【0006】

【発明が解決しようとする課題】ところでこの計算機支援画像診断についての提案では、上述したように、全体の再生画像の異常陰影候補にマーキングを表示し、またはその異常陰影候補について定量的な評価尺度を表示することに止まっている。

【0007】しかし、単にそのようなマーキングや評価尺度のみを表示したものは、読影者への注意喚起、または読影者の主観的な思い違いの防止には有効であるが、実際に読影者がその異常陰影部位について診断を行うには、さらに読影に適した高い診断性能を有する画像を提供する必要がある。

【0008】本発明は上記事情に鑑みなされたものであって、診断のための観察読影性能を向上した画像を提供することのできる計算機支援画像診断装置を提供することを目的とするものである。

#### 【0009】

【課題を解決するための手段】本発明の計算機支援画像診断装置は、被写体の放射線画像を表す全体画像データを記憶する全体画像記憶手段と、該全体画像データに基づいて前記放射線画像のうち異常陰影の候補を検出する異常陰影候補検出手段と、該異常陰影候補検出手段による前記異常陰影の候補の検出の結果に基づいて、前記異常陰影の候補の存在の有無を判定する判定手段と、該判定手段により前記異常陰影の候補が存在すると判定された場合に、前記全体画像記憶手段に記憶された前記全体画像データのうち、前記異常陰影の候補を含む局所領域の局所画像データを抽出する局所領域抽出手段と、該局所領域抽出手段により抽出された前記局所画像データに基づいて該局所領域の画像を表示する局所画像表示手段と、前記全体画像データに基づいて前記被写体の放射線画像の全体を表示する全体画像表示手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0010】ここで異常陰影とは、例えば医療用の胸部X線画像やマンモグラム等においては、血管等の正常な陰影では認められない、腫瘍、腫瘍、石灰化、胸膜の肥厚または気胸等の癌等種々の症状を示す陰影をいう。なお、上記異常陰影候補検出手段はこれらの異常陰影のすべてを検出するものである必要はなく、例えば腫瘍陰影

のみや石灰化陰影のみを異常陰影として検出するものであってもよいし、これらのうち2以上の異常陰影を検出するものであってもよい。例えば、異常陰影候補検出手段による異常陰影候補の検出処理がアイリスフィルタのアルゴリズムに基づく処理(以下、単にアイリスフィルタ処理という;後述)によるものである場合には、異常陰影としては腫瘍陰影であり、検出処理がモρφロジー(Morphology;モρφロジーまたはモρφロジーとも称する)のアルゴリズムに基づく処理(以下、単にモρφロジー処理という;後述)によるものである場合には、この異常陰影は石灰化陰影である。

【0011】また、異常陰影の候補とは、真の異常陰影のみならず、腫瘍や石灰化等に見られる画像上の特徴の観点からは腫瘍や石灰化等と同様の特徴を示すために異常陰影であるか否かが明確でなく、最終的には読影者による判断が必要な、異常陰影に類似した陰影をも含む意味である。

【0012】さらに異常陰影の候補を含む局所領域とは、異常陰影の候補を含むこの候補の近傍領域を意味し、その周縁形状としては矩形、円形、楕円形等、種々の形状を採用することができる。したがって、局所画像表示手段に上記異常陰影の候補自体だけでなく、この近傍領域の画像をも表示することにより、その画像から全体画像を容易に想起することができ、全体画像における異常陰影の候補の位置付け等を容易にすることができる。

【0013】また、局所領域抽出手段と局所画像表示手段との間に、局所画像データを一時的に記憶する局所画像記憶手段と、外部からの所定の画像表示要求を受けたときにのみ局所画像記憶手段から局所画像データを出力せしめて局所領域の画像を局所画像表示手段に表示せしめるようにした局所画像表示要求手段とをさらに備える構成を採ることもできる。このように異常陰影を検出した場合に、その異常陰影を含む局所領域の画像を示す局所画像データを一時的に記憶手段に記憶せしめておくことにより、読影者が必要に応じてその局所画像の表示を要求することができる。

【0014】さらに、局所画像表示手段に表示される局所領域の画像のうち異常陰影の候補の画像が、全体画像表示手段に表示される全体の放射線画像(以下、単に全体画像という)よりも読影性能が向上するように、局所画像データのうち少なくとも異常陰影の候補を示す異常陰影画像データに対して画像強調処理を行う局所画像強調手段をさらに備えることもできる。このような局所画像強調手段により、局所画像データ、特にそのうちの異常陰影画像データに対して画像強調処理を施すことにより、局所領域の画像、特に異常陰影の候補の画像を、全体画像表示手段に表示される全体画像よりも読影に適したものとすることができ、診断性能の向上を図ることができる。

【0015】ここで、全体画像表示手段に表示される全体画像とは、入力された全体画像データに何等の画像処理を施さずにそのままこの全体画像データに基づいて全体画像表示手段に表示される全体画像であってもよいし、この全体画像データに対して階調処理や周波数処理等の画像強調処理を施す全体画像強調手段をさらに備えた構成を採用するものにあつては、この画像強調処理がなされたうえで全体画像表示手段に表示される全体画像であってもよい。

【0016】すなわち局所画像強調手段は、全体画像データに対して画像強調処理が施されるか否かに拘らず、最終的に全体画像表示手段に表示される全体画像よりも、局所画像表示手段に表示される局所領域の画像、特に異常陰影の候補の画像の読影性能が高くなるように、局所画像データ、特に異常陰影画像データに対して画像強調処理を施すものであればよい。

【0017】この局所画像強調手段による画像強調処理としては、例えば、階調処理、周波数処理および拡大処理のうち1つ、またはこれらを組み合わせた処理を採ることができる。

【0018】なお、この画像処理として階調処理を採用した場合には、局所画像表示手段に表示される局所領域の画像もしくはその局所領域の中の異常陰影候補の画像が、全体画像表示手段に表示される全体画像よりも、そのコントラストが1.2倍以上になるように設定されていることが望ましい。

【0019】同様に、画像処理として周波数処理を採用した場合には、局所画像表示手段に表示される局所領域の画像もしくはその局所領域の中の異常陰影候補の画像が、全体画像表示手段に表示される全体画像よりも、その強調度が1.1倍以上になるように設定されていることが望ましく、さらには局所画像表示手段に表示される局所領域の画像のうち少なくとも異常陰影の候補の画像が全体画像表示手段に表示される全体画像よりも、その強調度が1.1倍以上になるように設定されていることが望ましい。

【0020】また、画像処理として拡大処理を採用した場合には、局所画像表示手段に表示される局所領域の画像またはこの局所領域の画像のうち異常陰影の候補の画像が、全体画像表示手段に表示される全体画像の中の異常陰影の候補の画像よりも、その大きさが1.5倍以上になるように設定されていることが望ましい。

【0021】なおこの拡大処理は、上述のように一定の拡大率による拡大処理に限らず、異常陰影候補検出手段により検出された異常陰影の候補の大きさ、例えば腫瘍陰影や石灰化陰影の周縁長や後述するモーフォロジー処理による石灰化陰影の内部の画素数の総和または平均値等に応じて、その拡大率が変化するように設定された処理であってもよい。すなわち異常陰影を局所画像表示手段に表示するにあたっては、検出された異常陰影の大き

さが小さい場合にはより大きな拡大率で拡大処理し、検出された異常陰影の大きさが大きい場合には比較的小さな拡大率で拡大処理し、表示手段の表示面上における異常陰影の見掛けの大きさは検出された実際の異常陰影の大きさに拘らず常にほぼ一定となるようにしてもよい。

【0022】具体的には、局所画像強調手段が、異常陰影候補検出手段により得られた異常陰影候補の位置データに基づいて異常陰影候補の大きさを算出する異常陰影サイズ算出手段と、局所画像表示手段への異常陰影候補画像の表示サイズが略一定となるように、異常陰影サイズ算出手段により算出された異常陰影候補の大きさに応じた拡大率があらかじめ設定された拡大率設定テーブルと、この拡大率設定テーブルにより設定された拡大率にしたがって局所画像データもしくは異常陰影画像データに拡大処理を施す拡大処理手段とを有する構成を採ればよい。

【0023】このように、検出された異常陰影候補の大きさに拘らず、表示される異常陰影候補の画像が常に略一定の大きさとなるように拡大率を変化させることにより、検出された異常陰影候補が微小サイズであっても、常に略一定の大きさの画像として異常陰影候補を読影することができ、診断性能の向上を図ることができる。

【0024】この他に、前述したように、全体画像データに対して所定の画像強調処理を施す全体画像強調手段をさらに備えることもできる。このような全体画像強調手段により全体画像データに対して階調処理や周波数処理等の画像強調処理を施すことにより、全体画像表示手段に表示される全体画像の読影性もある程度向上させることができる。

【0025】さらに、全体画像表示手段が局所画像表示手段を兼ね、全体画像表示手段の表示面上の一部に局所領域画像を表示するようにした構成を採ることもできる。すなわち、全体画像表示手段に放射線画像の全体を表す画像(全体画像)を表示しつつ、本来これとは別個の局所画像表示手段に表示されるべき局所領域画像を、全体画像表示手段に表示されている全体画像の一部に重ねて表示する(その局所領域画像が重ねられた全体画像表示手段の表示部分には、その全体画像の一部と局所領域の画像とが重複して表示されるのではなく、重ねられた全体画像の一部は表示されずに局所領域の画像のみが表示され、重ねられていない表示部分には、全体画像の残りの部分が表示されることを意味する)こともできる。具体的には、全体画像表示手段の表示面上の一部にこの局所領域の画像を表示するための、輪郭が矩形、円形、楕円形等のウィンドウ領域を設け、このウィンドウ領域内には局所領域の画像を表示し、ウィンドウ領域外にはウィンドウ領域に対応する領域だけ削除された全体画像を表示すればよい。

【0026】なお、全体画像および局所領域の画像の表示態様としては、画像の対象となる被写体によって種々



特開平8-294479

の態様を採ることができる。すなわち、例えば1人の患者の乳房等のX線画像を表示する場合、一方の乳房の画像だけを表示する他、画像表示手段をそれぞれ2組備える構成を採用するなどにより、一方の乳房の異常陰影を含む局所領域の画像を一方の画像表示手段に表示し、同時に、この一方の乳房の局所領域に対応する他方の乳房の部位の局所領域の画像をもう一方の画像表示手段に表示せしめるようにすれば、読影者は左右の乳房の同一部位を対比観察することができる。

【0027】すなわち、左右の乳房の全体画像を、1つの全体画像表示手段に対で表示するようにし、あるいはこれら一対の乳房の全体画像を、左右別個に、2つの全体画像表示手段に表示してもよい。

【0028】また、一方の乳房に異常陰影の候補が検出されたときは、この一方の乳房の異常陰影の候補を含む局所領域の画像と、この一方の乳房における局所領域の位置に対応する、他方の乳房における局所領域の画像とを、対で、1つの局所画像表示手段に表示し、あるいはこれら一対の乳房の局所領域の画像を、左右別個に、2つの局所画像表示手段に表示してもよい。この場合、左右一対の乳房の局所領域の画像に対して、同一の局所画像強調処理がなされることが望ましい。

【0029】さらに全体画像表示手段が局所画像表示手段を兼ね、1つまたは2つの全体画像表示手段に対で表示された左右の乳房の全体画像にそれぞれ、左右の乳房の局所領域の画像を対応させて表示するようにしてもよい。

【0030】また、この一方の乳房の画像と、これとは別個に撮影された他方の乳房の画像とを同一の表示手段の表示面上に同時に表示するようにしてもよい。具体的には、一方の乳房の画像を全体画像表示手段の右半分に、他方の乳房の画像を同じ全体画像表示手段の左半分に、これらを向かい合わせて又は背中合わせにして同時に表示させ、一方の乳房の全体画像データから異常陰影候補が検出された場合には、この異常陰影候補を含む局所領域の画像を強調処理したうえで右半分の表示面上の一部に、一方の乳房の全体画像と重ねて表示させるとともに、この一方の乳房における異常陰影候補の部位と対応する他方の乳房の部位についての局所領域の画像を、左半分の表示面上の一部に他方の乳房の全体画像と重ねて表示してもよい。

【0031】なお、このように別個に得られた2つの画像データを同時に別個の画像表示手段、または同一の画像表示手段の別の表示位置に、部位を対応させて表示せしめる場合には、一方の乳房の全体画像データと他方の乳房の全体画像データとをそれぞれ記憶する手段と、2つの画像データ（全体画像データ同士および局所画像データ同士）を画像の位置関係に対応させて検出する手段と、これらを制御して表示手段に表示せしめるような表示制御手段とをさらに備える構成とすればよい。

【0032】また全体画像表示手段に表示される局所領域画像が、この局所領域画像に対応する、全体画像表示手段に表示される放射線画像中の局所領域とは異なる表示領域に表示されるものとすることによって、表示された全体画像中の局所領域に局所領域画像が重ねられて表示されることがなく、全体画像中における局所領域の位置を認識しつつ同時に表示されている局所領域画像を観察することができ、診断性能が向上する。

【0033】さらに全体画像表示手段に表示される局所領域画像の表示領域が、前記全体画像表示手段に表示された前記被写体とは異なる表示領域に収まるように決定されるものとすることによって、局所領域画像が全体画像中の局所領域に重ならないようにするだけでなく、全体画像中の被写体の全体の画像にも重ならないようにすることができる。

【0034】なお、このように決定された局所領域画像の表示領域は、全体画像表示手段に表示される被写体の大きさに応じてその大きさが変化すること考えられる。すなわち被写体の表示がない領域が非常に狭小である場合には、その表示領域は非常に小さいものとならざるを得ない。

【0035】このような場合に表示領域の大きさに合わせて局所領域画像自体の大きさを縮小して表示してもよいが、折角その局所領域の観察読影性能を向上させるためにその画像部分だけを抜き出して表示する効果が薄れることとなる。

【0036】そこで、このように全体画像表示手段における局所領域画像の表示領域内の大きさが局所領域画像の大きさより小さい場合には、局所領域画像の表示領域内で表示可能の、局所領域画像の一部のみを表示するとともに、表示領域内で局所領域画像をスクロール可能とすることによって、その表示領域には局所領域画像の一部しか表示することはできないものの、その表示領域を窓（ウインドウ）として、そのウインドウ内で局所領域画像をスクロールさせて局所領域画像の必要な部分を観察できるようにするのが望ましい。

【0037】なお、上述した全体画像表示手段に全体画像と同時に表示する局所領域画像の数は1つに限るものではなく、複数の異常陰影が検出された場合には、その数に応じた複数の局所領域画像を表示することもできる。

【0038】また、前述の異常陰影候補検出手段による異常陰影候補の検出処理としては、具体的にはアイリスフィルター処理やモーフォロジー処理、およびこれらを組み合わせた処理を用いることができる。

【0039】ここで、アイリスフィルターとは、放射線画像の濃度値に代表される画像信号の勾配を勾配ベクトルとして算出し、その勾配ベクトルの集中度を出力するものであり、アイリスフィルター処理とは、この勾配ベクトルの集中度を基に腫瘍陰影の候補を検出する手法で



特開平8-294479

ある。

【0040】すなわち、放射線画像において、例えばX線フィルム上における放射線画像（高濃度高信号レベルの画像信号を出力する画像）においては、腫瘍陰影は周囲に比べて濃度値がわずかに低いことが知られており、腫瘍陰影内の任意の画素における勾配ベクトルは腫瘍陰影の中心付近を向いている。一方、血管陰影のように細長い陰影では勾配ベクトルが特定の点に集中することはない。したがって、局所的に勾配ベクトルの向きを評価し、特定の点に集中している領域を抽出すれば、

$$\theta = \tan^{-1} \frac{(f_3 + f_4 + f_5 + f_6 + f_7) - (f_{11} + f_{12} + f_{13} + f_{14} + f_{15})}{(f_1 + f_2 + f_3 + f_{16} + f_{18}) - (f_7 + f_8 + f_9 + f_{10} + f_{11})} \quad (1)$$

【0043】ここで $f_1 \sim f_{18}$ は、図18に示すように、その画素 $j$ を中心とした縦5画素×横5画素のマスキの外周上の画素に対応した画素値（画像データ）である。

【0044】（ステップ2）勾配ベクトルの集中度の算出

$$C = (1/N) \sum_{j=1}^N \cos \theta_j$$

【0046】ここで $N$ は注目画素を中心に半径 $R$ の円内に存在する画素の数、 $\theta_j$ は、注目画素とその円内の各画素 $j$ とを結ぶ直線と、その各画素 $j$ における上記式

（1）で算出された勾配ベクトルとがなす角である（図19参照）。したがって上記式（2）で表される集中度 $C$ が大きな値となるのは、各画素 $j$ の勾配ベクトルの向きが注目画素に集中する場合である。

【0047】ところで、腫瘍陰影近傍の各画素 $j$ の勾配ベクトルは、腫瘍陰影のコントラストの大小に拘らず、略その腫瘍陰影の中心部を向くため、上記集中度 $C$ が大きな値を採る注目画素は、腫瘍陰影の中心部の画素といえることができる。一方、血管などの線状パターンは陰影は勾配ベクトルの向きが一定方向に偏るため集中度 $C$ の値は小さい。したがって、画像を構成する全ての画素についてそれぞれ注目画素に対する上記集中度 $C$ の値を算出し、その集中度 $C$ の値が予め設定された閾値を上回るか否かを評価することによって、腫瘍陰影を検出するこ

$$x = k + n \cos \{2\pi(l-1)/M\} \quad (3)$$

$$y = l + n \sin \{2\pi(l-1)/M\} \quad (4)$$

【0051】ただし、 $[x]$ 、 $[y]$ は、 $x$ 、 $y$ を越えない最大の整数である。

【0052】さらに、その放射状の線上の各線ごとに最大の集中度が得られる画素までの出力値をその方向についての集中度とし、その集中度をすべての方向（例示では32方向）で平均して、その注目画素についての勾配ベ

それが腫瘍陰影の候補となる。これがアイリスフィルタ一処理の基本的な考え方である。以下に具体的なアルゴリズムのステップを示す。

【0041】（ステップ1）勾配ベクトルの計算

対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素 $j$ ごとに、下記式（1）に示す計算式に基づいた画像データの勾配ベクトルの向き $\theta$ を求める。

【0042】

【数1】

次に、対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素ごとに、その画素を注目画素とする勾配ベクトルの集中度 $C$ を次式（2）にしたがって算出する。

【0045】

【数2】

（2）

とができる。すなわち、このフィルターは通常の差分フィルターに比べて、血管や乳腺等の影響を受けにくく、腫瘍陰影を効率よく検出できる特長を有している。

【0048】さらに実際の処理においては、腫瘍の大きさや形状に左右されない検出力を達成するために、フィルターの大きさと形状とを適応的に変化させる工夫がなされる。図20に、そのフィルターを示す。このフィルターは、図19に示すものと異なり、注目画素を中心に $2\pi/M$ 毎の $M$ 種類の方向（図20においては11.25度毎の32方向を例示）の放射状の線上の画素のみで集中度の評価を行うものである。

【0049】ここで $i$ 番目の線上にあって、かつ注目画素から $n$ 番目の画素の座標（ $[x]$ 、 $[y]$ ）は、注目画素の座標を（ $k$ 、 $l$ ）とすれば、以下の式（3）、

（4）で与えられる。

【0050】

【数3】

クトル群の集中度 $C$ とする。具体的には、 $i$ 番目の放射状の線上において注目画素から $n$ 番目の画素までで得られる集中度 $C_i(n)$ を下記式（5）により求める。

【0053】

【数4】

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{\min} + 1} \sum_{l=R_{\min}}^n \cos \theta_{il} \quad R_{\min} \leq n \leq R_{\max} \quad (5)$$

特開平8-294479

【0054】ここでRmin とRmax とは、抽出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値と最大値である。

【0055】次に、勾配ベクトル群の集中度Cを下記式

$$C_{imax} = \max_{R_{min} \leq n \leq R_{max}} C_i(n)$$

$$C = (1/32) \sum_{i=1}^{32} C_{imax}$$

【0057】ここで式(6)は、式(5)で得られた放射状の線ごとの集中度 $C_i(n)$ の最大値であるから、注目画像からその集中度 $C_i(n)$ が最大値となる画素までの領域が、その線方向における腫瘍陰影の候補領域となる。式(6)によりすべての放射状の線についてその領域を求めることにより、腫瘍陰影の候補となり得る領域の外周縁の形状を特定することができる。

【0058】そして、式(7)では、この領域内の式(6)で与えられた集中度の最大値を放射状の線の全方向について平均した値を求める。この求められた値を予め設定した閾値Tと比較することにより、この注目画素を中心とする領域が異常陰影候補となる可能性があるか

$$C_i(n) = \sum_{i=1}^n \{(\cos \theta_{ij}) / i\}, \quad R_{min} \leq n \leq R_{max}$$

【0062】(ステップ3) 腫瘍陰影候補の形状評価一般に、悪性腫瘍の陰影は、

- 1) 辺縁は不整である
  - 2) 概円形に近い形をしている
  - 3) 内部は凸凹した濃度分布を有する
- という形態的な特徴を有している。

【0063】そこで、検出された異常陰影の候補から正常組織を取り除き、より確定的な「異常陰影の候補」、すなわち腫瘍である蓋然性が極めて高い陰影の候補のみを抽出するために、これらの特徴を考慮した形状判定を行う。ここで用いる特徴量としては、広がり度(Spreadness)、細長さ(Elongation)、辺縁の粗さ(Roughness)、円形度(Circularity)および内部の凸凹度(Entropy)である。

【0064】上述のステップにより、アイリスフィルタは放射線画像から腫瘍陰影を効果的に検出することができる。

【0065】次にモーフロジー処理について説明する。モーフロジー処理とは、腫瘍陰影とともに乳癌における特徴的形態である微小石灰化像の候補を検出する手法であり、マルチスケール $\lambda$ と構造要素(マスク)Bとを用い、(1)石灰化像そのものの抽出に有効である

$$g^*(x) = g(-x)$$

【0070】であり、定義域内で値が0で、その定義域が下記式(9)であるとする。

(6) および(7)により計算する。

【0056】

【数5】

(6)

(7)

否かを判別する。

【0059】なお、式(7)の勾配ベクトル群の集中度Cを評価する領域は、人間の目の虹彩(iris)が外界の明るさに応じて拡大、縮小する様子に似ており、勾配ベクトルの分布に応じて大きさと形状が適応的に変化するため、アイリスフィルター(iris filter)という名称で称されている。

【0060】なお、前述の集中度 $C_i(n)$ の計算は式(5)の代わりに、下記式(5')を用いてもよい。

【0061】

【数6】

(5')

こと、(2)複雑なバックグラウンド情報に影響されにくいこと、(3)抽出した石灰化像がひずまないこと、などの特徴がある。すなわち、この手法は一般の微分処理に比べて、石灰化像のサイズ・形状・濃度分布などの幾何学的情報をより良く保った検出が可能である。以下にその概要を述べる。

【0066】(モーフロジーの基本演算) モーフロジーは一般的にはN次元空間における集合論として展開されるが、直感的な理解のために2次元の濃淡画像を対象として説明する。

【0067】濃淡画像を座標(x, y)の点が濃度値f(x, y)に相当する高さをもつ空間とみなす。ここで、濃度値f(x, y)は、濃度が低い(CRTに表示した場合には輝度が高い)ほど大きな画像信号となる高輝度高信号レベルの信号とする。

【0068】まず、簡単のために、その断面に相当する1次元の関数f(x)を考える。モーフロジー演算に用いる構造要素gは次式(8)に示すように、原点について対称な対称関数

【0069】

【数7】

(8)

【0071】

【数8】

特開平8-294479

$$G = \{-m, -m+1, \dots, -1, 0, 1, \dots, m-1, m\} \quad (9)$$

【0072】このとき、モーフロジー演算の基本形は式(10)～(13)に示すように、非常に簡単な演算となる。

$$\text{dilation}; [f \oplus G^s](i) = \max\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (10)$$

$$\text{erosion}; [f \ominus G^s](i) = \min\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (11)$$

$$\text{opening}; f_g = (f \ominus g^s) \oplus g \quad (12)$$

$$\text{closing}; f^g = (f \oplus g^s) \ominus g \quad (13)$$

【0074】すなわち、ダイレーション(dilation)処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ (構造要素Bに応じて決定される値)の幅の中の最大値を検索する処理であり(図21(A)参照)、一方、エロージョン(erosion)処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ の幅の中の最小値を検索する処理である(図21(B)参照)。また、オープニング(またはクロージング)処理は最小値(または最大値)探索の後に、最大値(または最小値)を探索することに相当する。すなわちオープニング(opening)処理は低輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ $2m$ より空間的に狭い範囲で変動する凸状の濃度変動部分(周囲部分よりも輝度が高い部分)を取り除くことに相当する(図21(C)参照)。一方、クロージング(closing)処理は、高輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ $2m$ より空間的に狭い範囲で変動する凹状の濃度変動部分(周囲部分よりも輝度が低い部分)を取り除くことに相当する(図21(D)参照)。

【0075】なお構造要素 $g$ が原点に対して対称ではない場合の、式(10)におけるダイレーション演算をミンコフスキー(Minkowski)和、式(11)におけるエロージョン演算をミンコフスキー差という。

【0076】ここで、濃度の高いもの程大きな値となる高濃度高信号レベルの信号の場合においては、濃度値 $f(x)$ の画像信号値が高輝度高信号レベルの場合に対して大小関係が逆転するため、高濃度高信号レベルの信号におけるダイレーション処理は、高輝度高信号レベルに

$$P = f - \max_{i \in \{1, \dots, m\}} \{(f \ominus B_i) \oplus B_i\}$$

$$= f - \max_{i \in \{1, \dots, m\}} \{f_{B_i}\}$$

(14)

【0080】ここで $B_i$  ( $i=1, 2, 3, 4$ )は図22に示す直線状の4つの構造要素Bである。構造要素Bを検出対象の石灰化陰影よりも大きく設定すれば、オープニング処理で、構造要素Bよりも細かな凸状の信号変化部分(空間的に狭い範囲で変動する画像部分)である石灰化像は取り除かれる。一方、細長い形状の非石灰化陰

【0073】  
【数9】

影におけるエロージョン処理(図21(B))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるエロージョン処理は、高輝度高信号レベルにおけるダイレーション処理(図21(A))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるオープニング処理は、高輝度高信号レベルにおけるクロージング処理(図21(D))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるクロージング処理は、高輝度高信号レベルにおけるオープニング処理(図21(C))と一致する。

【0077】なお、本項では高輝度高信号レベルの画像信号(輝度値)の場合について説明する。

【0078】(石灰化陰影検出への応用)石灰化陰影の検出には、原画像から平滑化した画像を引き去る差分法が考えられる。単純な平滑化法では石灰化陰影と細長い形状の非石灰化陰影(乳腺や血管や乳腺支持組織等)の識別が困難であるため、東京農工大の小畑らは、多重構造要素を用いたopening(オープニング)演算に基づく下記式(14)で表されるモーフロジーフィルターを提案している(「多重構造要素を用いたモルフロジーフィルターによる微小石灰化像の抽出」電子情報通信学会論文誌 D-II Vol. J75-D-II No. 7 P1170～1176 1992年7月、「モルフロジーの基礎とそのマンモグラム処理への応用」MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY Vol.12 No.1 January 1994)。

【0079】

【数10】

影はその長さが構造要素Bよりも長く、その傾き(延びる方向)が4つの構造要素 $B_i$ のうちいずれかに一致すればオープニング処理(式(14)の第2項の演算)をしてもそのまま残る。したがってオープニング処理によって得られた平滑化画像(石灰化陰影が取り除かれた画像)を原画像 $f$ から引き去ることで、小さな石灰化像の

候補のみが含まれる画像が得られる。これが式 (14) の考え方である。

【0081】なお前述したように、高濃度高信号レベルの信号の場合においては、石灰化陰影は周囲の画像部分よりも濃度値が低くなり、石灰化陰影は周囲部分に対し

$$P = f - \min_{i \in \{1, \dots, M\}} \{(f \oplus B_i) \ominus B_i\}$$

$$= f - \min_{i \in \{1, \dots, M\}} \{f_{s,i}\}$$

(14')

【0083】しかし、これによっても石灰化陰影と同等の大きさをもつ非石灰化陰影が一部残る場合があり、そのような場合については、次式 (15) のモーフォロジー演算に基づく微分情報を利用して式 (14) の P に含まれ

$$Mgrad = (1/2) \cdot (f \oplus \lambda B - f \ominus \lambda B) \quad (15)$$

【0085】ここで、Mgradの値が大きいほど石灰化陰影の可能性が大きいので、石灰化候補画像 Cs は下記式 (16) により求めることができる。

$$\text{if } P(i, j) \geq T_1 \text{ and } Mgrad(i, j) \geq T_2$$

$$\text{then } C_s(i, j) = P \text{ else } C_s(i, j) = 0$$

(16)

【0087】なお、T1, T2は実験的に決められる、予め設定された閾値である。

【0088】ただし、石灰化陰影の大きさとは異なる非石灰化陰影については、式 (14) の P と所定の閾値 T1 との比較のみで除去できるため、石灰化陰影と同等の大きさをもつ非石灰化陰影が残ることのないような場合は、式 (16) の第1項の条件 ( $P(i, j) \geq T_1$ ) を

$$C_c = C_s \oplus \lambda_1 B \ominus \lambda_2 B \oplus \lambda_2 B$$

【0091】ここで、 $\lambda_1$  と  $\lambda_2$  はそれぞれ融合したい石灰化陰影の最大距離と除去したい孤立陰影の最大半径とによって決められ、 $\lambda_2 = \lambda_1 + \lambda_2$  である。

【0092】なお、これらのモーフォロジーフィルターに関する説明は上述したように、高輝度高信号レベルの画像データの場合についてであるが、高濃度高信号レベルの画像データ（高濃度の画素ほど大きなデジタル値を持つ画像データ）の場合については、オープニング演算とクロージング演算とが逆の関係になる。

【0093】

【発明の効果】本発明の計算機支援画像診断装置によれば、全体画像表示手段は、直接入力された全体画像データ、もしくは全体画像記憶手段を介して入力された全体画像データに基づいて放射線画像の全体を表示する。一方、この全体画像データは異常陰影候補検出手段にも直接、または全体画像記憶手段を介して入力され、異常陰影候補検出手段は全体画像データに基づいて、腫瘍陰影等の異常陰影と推定される異常陰影の候補を検出する。異常陰影候補検出手段は異常陰影の候補を検出した場合には、この異常陰影の候補を示す画像データの画素を特

て凹状の信号変化部分となるため、オープニング処理に代えてクロージング処理を適用し、式 (14) に代えて式 (14') を適用する。

【0082】

【数11】

る非石灰化像をさらに除去する。

【0084】

【数12】

【0086】

【数13】

満たすだけでよい。

【0089】最後に、式 (17) に示す、マルチスケールのオープニング演算とクロージング演算との組合わせにより、石灰化陰影のクラスター Cc を検出する。

【0090】

【数14】

(17)

定し、この特定された画素を示す位置データを判定手段に出力する。一方、異常陰影の候補を検出しなかった場合には、そのような位置データは出力されない。

【0094】判定手段は、この位置データが入力された場合には、異常陰影の候補が検出されたと判定し、入力された位置データを局所領域抽出手段に出力する。一方、異常陰影の候補が検出されなかったと判定した場合には、そのような位置データが異常陰影候補検出手段から出力されないため処理は終了する。

【0095】一方、局所領域抽出手段には全体画像記憶手段に記憶された全体画像データも入力され、局所領域抽出手段はこの全体画像データのうち、入力された位置データに基づいて、異常陰影の候補を示す画像データの画素を含む近傍の画素（これらの画素の集合としての局所領域）を予め設定された処理手順にしたがって特定したうえで、この局所領域の画像を表す局所画像データを抽出する。

【0096】この抽出された局所画像データは局所画像表示手段に出力され、局所画像表示手段はこのデータに基づいて、異常陰影を含む局所領域の画像を表示する。

【0097】このように、局所画像表示手段には異常陰影の候補を含む局所領域の画像だけが、全体の画像とは別個に表示されるため、観察読影者はその局所画像表示手段に表示された局所領域の画像に観察意識を集中することができ、診断性能を向上させることができ、またその診断に要する時間を短縮することができる。

【0098】また局所領域抽出手段と局所画像表示手段との間に、局所画像データを一時的に記憶する局所画像記憶手段と、外部からの所定の画像表示要求を受けたときにのみ局所画像記憶手段から局所画像データを出力せしめて局所領域の画像を局所画像表示手段に表示せしめるようにした局所画像表示要求手段とをさらに加えた構成の計算機支援画像診断装置においては、局所領域抽出手段により抽出された局所画像データは局所画像記憶手段に入力されて一時的に記憶され、処理はここで一時的に停止する。

【0099】ここで、画像の観察読影者が局所画像の表示要求を示す信号を局所画像表示要求手段に入力することにより、局所画像表示要求手段から局所画像の表示要求を示す信号が局所画像記憶手段に入力され、この信号の入力を受けて局所画像記憶手段は記憶されている局所画像データを局所画像表示手段に出力して、処理が再開される。

【0100】このような構成の計算機支援画像診断装置によれば、検出された異常陰影を含む局所領域の局所画像データは局所画像記憶手段に一時的に記憶されるため、局所画像表示手段に局所画像を表示するか否かは観察読影者がその読影時間等に適合するように、任意に決めることができる。

【0101】すなわち、読影者は、最初に全体画像を観察して画像全体の情報のある程度認識した上で、次に細部構造について観察を行うのが通常である。したがって読影者は、最初に全体画像表示手段に表示された全体画像を観察し、その観察後あるいは観察中の所望のときに局所画像表示要求手段に表示要求を入力するという簡単な操作により、上述の異常陰影の候補を含む局所領域の画像を即座に局所画像表示手段に表示することができ、医療現場における実情に即して運用することができる。

【0102】また、局所画像表示手段に表示される局所領域の画像のうち少なくとも異常陰影の候補の画像が、全体画像表示手段に表示される全体画像よりも読影性能が向上するように、局所画像データのうち少なくとも異常陰影画像データに対して画像強調処理を行う局所画像強調手段をさらに加えた構成の計算機支援画像診断装置によれば、局所領域抽出手段により抽出された局所画像データは局所画像強調手段に入力され、この局所画像強調手段によって例えば、階調処理、周波数処理および拡大処理等の画像強調処理が施される。

【0103】これらの画像強調処理の目的は、診断の対象となる局所領域の画像の観察読影性能を向上するもの

であり、例えば、階調処理の場合には、局所画像表示手段に表示される局所画像（または異常陰影の画像）が全体表示手段に表示される全体画像よりもコントラストを高くすればよく、特に1.2倍以上にすることが望ましい。また、周波数処理の場合には、局所画像表示手段に表示される局所画像（または異常陰影の画像）が全体表示手段に表示される全体画像より強調度を大きくすればよく、特に1.1倍以上にすることが望ましい。さらに、拡大処理の場合には、微細構造が観察しやすいように局所画像表示手段に表示される局所画像（または異常陰影の画像）を全体表示手段に表示される全体画像に比べて1.5倍以上の大きさに拡大表示することが望ましい。

【0104】また拡大処理として、異常陰影候補検出手段により検出された異常陰影の候補の大きさに応じて、その拡大率が変化するように設定された処理を行う構成を採用した診断装置によれば、検出された異常陰影候補の大きさに拘らず、表示される異常陰影候補の画像が常に略一定の大きさとなるように拡大率を変化させることにより、検出された異常陰影候補が微小サイズであっても、常に略一定の大きさの画像として異常陰影候補を読影することができ、診断性能の向上を図ることができる。

【0105】さらに全体画像強調手段を備えた構成の診断装置にあつては、全体画像表示手段に表示される全体画像を表す画像データに対して、全体画像についてもその読影性能が向上するように、全体画像強調手段により、階調処理または周波数処理等の画像強調処理がなされる。なお、この全体画像強調手段により全体画像について画像強調処理がなされた場合であっても、少なくとも異常陰影を含む局所領域の画像については、局所画像表示手段に表示される画像の方が、全体画像表示手段に表示される画像よりも観察読影性能を優れたものにするため、局所画像表示手段に表示される局所画像の画像強調処理を全体表示手段に表示される全体画像の画像強調処理に比べて、階調処理ではコントラストより高く、周波数処理では強調度をより大きく、拡大処理では微細構造を観察しやすいように大きくする。特に、階調処理によるコントラストアップは1.2倍以上、周波数処理による強調度は1.1倍以上、拡大処理による拡大率は1.5倍以上とすることが望ましい。

【0106】全体画像表示手段が局所画像表示手段を兼ねた構成の診断装置にあつては、全体画像表示手段の表示面上に全体画像を表示しつつ、局所画像表示要求手段から表示要求があつたときは、その全体画像の一部に異常陰影を含む局所領域の画像が表示される。

【0107】このように1つの表示手段の表示面上に、全体画像と異常陰影を含む局所画像とを表示することにより、全体画像における異常陰影の位置付けがより一層容易になり、診断性能の向上を図ることができる。

【0108】また全体画像表示手段に表示される局所領域

域画像が、この局所領域画像に対応する、全体画像表示手段に表示される放射線画像中の局所領域とは異なる表示領域に表示されるものとすることによって、表示された全体画像中の局所領域に局所領域画像が重ねられて表示されることがなく、全体画像中における局所領域の位置を認識しつつ同時に表示されている局所領域画像を観察することができ、診断性能が向上する。

【0109】さらに全体画像表示手段に表示される局所領域画像の表示領域が、前記全体画像表示手段に表示された前記被写体とは異なる表示領域に収まるように決定されるものとするによって、局所領域画像が全体画像中の局所領域に重ならないようにするだけでなく、全体画像中の被写体の全体の画像にも重ならないようにすることができる。なお、全体画像表示手段のウィンドウ領域内で局所領域画像をスクロール可能とすることによって、全体画像表示手段における局所領域画像の表示領域内の大きさが局所領域画像の大きさより小さい場合にも、局所領域画像の一部のみを表示するとともに、そのウィンドウ内で局所領域画像をスクロールさせて局所領域画像の必要な部分を観察することができる。

【0110】またこのような領域を複数個設定した構成のものにあっては、異常陰影が複数個検出された場合にも、これら全てを全体画像と同時に観察することができ、より診断に有効である。

【0111】

【発明の実施の形態】以下、本発明の計算機支援画像診断装置の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。

【0112】図1は本発明の計算機支援画像診断装置の第1の実施形態の概略構成を示すブロック図である。図示の計算機支援画像診断装置は、被写体の全体の放射線画像（全体画像）Pを表すデジタル画像データ（全体画像データ）Sを記憶する全体画像メモリ10、全体画像データSに基づいて、もしくは一旦、全体画像メモリ10に記憶された全体画像データSに基づいて被写体の全体画像Pを表示するCRT等の全体画像表示手段30、全体画像メモリ10に記憶された全体画像データSに基づいて、放射線画像Pのうち異常陰影の候補 $P_1$ を検出する異常陰影候補検出手段40、異常陰影候補検出手段40により異常陰影の候補 $P_1$ が検出されたか否かを判定する判定手段50、異常陰影の候補 $P_1$ が検出されたと判定手段50により判定された場合に、全体画像メモリ10に記憶された全体画像データSのうち、異常陰影の候補 $P_1$ を含む局所領域の画像 $P_2$ を表す画像データ（局所画像データ） $S_2$ を抽出する局所領域抽出手段60、局所領域抽出手段60により抽出された局所画像データ $S_2$ に基づいて局所領域の画像 $P_2$ を表示するCRT等の局所画像表示手段90を備えた構成である。

【0113】なお以下、本実施形態においては、放射線画像Pとして内部に腫瘍部を有する乳房の画像を、異常

陰影の候補 $P_1$ として当該腫瘍部を示す腫瘍陰影を、異常陰影候補検出手段としてアイリスフィルターをそれぞれ適用したものについて説明するが、本発明の計算機支援画像診断装置はこのような態様のものに限られるものではない。

【0114】ここでアイリスフィルターとは、前述した、放射線画像における腫瘍陰影検出のための画像信号（濃度値）の勾配を勾配ベクトルとして算出し、その勾配ベクトルの集中度を出力するものであり、アイリスフィルター処理とは、この勾配ベクトルの集中度（式（17））を基に腫瘍陰影の候補を検出する検出処理のアルゴリズムをいうが、本実施形態におけるアイリスフィルターは、このアルゴリズム自体を指すのではなく、このアルゴリズムによる腫瘍陰影候補の検出処理をなす手段を意味するものとする。

【0115】また上記局所領域とは、異常陰影の候補である腫瘍部を含むこの腫瘍部近傍まで含む領域をいうものとする。

【0116】以下、本実施形態の計算機支援画像診断装置の作用について説明する。

【0117】全体画像メモリ10に光磁気ディスク等の外部記憶媒体や画像読取装置等から、内部に腫瘍部を有する乳房を被写体とする放射線画像Pを表す全体画像データSが入力される。また、この全体画像データSは直接全体画像表示手段30に入力され（図1のAの経路）、もしくは一旦全体画像メモリ10に記憶されたものとして全体画像表示手段30に入力されて（図1のBの経路）、全体画像表示手段30が図2（A）に示すように、この全体画像データSに基づいて放射線画像Pの全体を表示する。

【0118】なお、放射線画像Pには前述した腫瘍陰影の候補 $P_1$ も含まれるため、この全体画像表示手段30には、腫瘍陰影の候補 $P_1$ も含めた全体画像Pが表示される。

【0119】一方、全体画像メモリ10に記憶された全体画像データSは異常陰影候補検出手段（本実施形態においてはアイリスフィルター）40にも入力される。アイリスフィルター40は、前述した手順にしたがって、すなわち、入力された全体画像データSの全体に亘って任意の画素における画像データに基づいて勾配ベクトルを求め、この勾配ベクトルの向きの集中度を評価するものとして所定の計算式で与えられる勾配ベクトルの集中度を算出し、その分布を評価することにより腫瘍陰影の候補 $P_1$ を示す画像データ $S_1$ を検出する。

【0120】このようにアイリスフィルター40により腫瘍陰影の候補 $P_1$ を示す画像データ（以下、腫瘍画像データという） $S_1$ の画素（位置）が特定される。

【0121】判定手段50は、アイリスフィルター40によりこの腫瘍陰影の候補 $P_1$ を示す腫瘍画像データが検出されたことを判定するとともに、腫瘍画像データ $S_1$ の

画素位置を特定する位置データ（以下、腫瘍画素位置データという） $D_1$ を、局所領域抽出手段60に入力する。一方、判定手段50は、アイリスフィルター40によりこの腫瘍陰影の候補 $P_1$ を示す腫瘍画像データが検出されなかったと判定した場合には、腫瘍画像データ $S_1$ の画素位置を特定する腫瘍画素位置データ $D_1$ を出力せず処理は終了する。

【0122】腫瘍画像データが検出されたと判定した場合、局所領域抽出手段60には全体画像メモリ10に記憶された全体画像データ $S$ も入力され、局所領域抽出手段60は入力された全体画像データ $S$ のうち、腫瘍画素位置データ $D_1$ に基づいて腫瘍画像データ $S_1$ の画素を含む近傍の画素（これらの画素の集合としての局所領域）を予め設定された処理手順にしたがって特定したうえで、この局所領域の画像 $P_2$ を表す局所画像データ $S_2$ を抽出する。

【0123】抽出された局所画像データ $S_2$ は局所画像表示手段90に入力され、局所画像表示手段90の表示面上には、入力された局所画像データ $S_2$ に基づいた、前記腫瘍陰影 $P_1$ を含む局所領域の画像 $P_2$ が表示される（図2（B）参照）。

【0124】このように全体画像のうち、腫瘍陰影の候補 $P_1$ の画像だけが別個に局所画像表示手段90に表示されるため、読影者はその表示された局所領域の画像に観察意識、診断意識を集中することができ、診断性能を向上させることができる。また、それにより診断に要する時間を短縮することもできる。

【0125】なお、本実施形態においては、異常陰影候補検出手段40へ入力される全体画像データ $S$ は、全体画像メモリ10を介して入力されたもの（図1のbの経路）としたが、このような態様に限らず、図1のaの経路に示すように、光磁気ディスクや画像読取装置等から直接入力されるようにしてもよい。以下の実施形態においても同様である。

【0126】また、本実施形態の計算機支援画像診断装置では、内部に腫瘍部を有する乳房を被写体、この腫瘍部を示す腫瘍陰影を異常陰影の候補、アイリスフィルターを異常陰影候補検出手段とした形態について説明したが、本発明の計算機支援画像診断装置はこの形態に限るものではない。例えば被写体としては内部に極めて微細な高濃度領域がある程度密に分布した石灰化像を示す癌化部を有する乳房を、異常陰影の候補としてはこの石灰化像を、異常陰影候補検出手段としては石灰化像を検出する処理を行う前述のモーフロジーフィルターをそれぞれ適用した態様等を採用することもできる。

【0127】さらに、これらの各異常陰影の候補を局所画像表示手段に表示するにあたっては、異常陰影候補検出手段により異常陰影の候補として検出されるに至った異常陰影候補としての特徴量、すなわち腫瘍陰影についてはその勾配ベクトルの集中度の値や腫瘍陰影の辺縁不

整形の程度を、石灰化像についてはその石灰化密度を定量化情報として、異常陰影の画像とともに表示するようにしてもよい。

【0128】図3は本発明の計算機支援画像診断装置の第2の実施形態の概略構成を示すブロック図である。図示の計算機支援画像診断装置は、図1に示した第1の実施形態に対して、局所領域抽出手段60と局所画像表示手段90との間に、局所画像データ $S_2$ を一時的に記憶する局所画像メモリ15と、外部からの所定の画像表示要求を受けたときにのみ局所画像メモリ15から局所画像データ $S_2$ を出力せしめて局所領域の画像 $P_2$ を局所画像表示手段90に表示せしめるようにした局所画像表示要求手段80とをさらに加えた構成である以外は、第1の実施形態と同様である。

【0129】すなわち、局所領域抽出手段60は、判定手段50の判定結果に基づいて、第1の実施形態と同様に局所画像データ $S_2$ を抽出する。そしてこの抽出された局所画像データ $S_2$ は、局所画像メモリ15に入力されて一時的に記憶され、処理はこの段階で一時的に停止する。ここで、画像の観察読影者が局所画像の表示要求を示す信号を局所画像表示要求手段80に入力することにより、局所画像表示要求手段80から局所画像の表示要求を示す信号が局所画像メモリ15に入力され、この信号の入力を受けて局所画像メモリ15は記憶した局所画像データ $S_2$ を局所画像表示手段90に出力して、処理が再開される。

【0130】このように本実施形態の計算機支援画像診断装置によれば、検出された異常陰影を含む局所領域の局所画像データ $S_2$ は局所画像メモリに一時的に記憶されるため、局所画像表示手段90に局所画像を表示するかどうかは観察読影者がその読影時間等に適合するように、任意に決めることができる。すなわち、読影者は、最初に全体画像を観察して画像全体の情報がある程度認識した上で、次に細部構造について観察を行うのが通常である。したがって読影者は、最初に全体画像表示手段に表示された全体画像を観察し、その観察後あるいは観察中の所望のときに局所画像表示要求手段に表示要求を入力するという簡単な操作により、上述の異常陰影の候補を含む局所領域の画像を即座に局所画像表示手段に表示することができ、医療現場における実情に即して運用することができる。

【0131】図4は本発明の計算機支援画像診断装置の第3の実施形態の概略構成を示すブロック図である。図示の計算機支援画像診断装置は、図1に示した第1の実施形態に対して、局所画像表示手段90に表示される局所領域の画像 $P_2$ のうち少なくとも異常陰影の候補の画像 $P_1$ が、全体画像表示手段30に表示される全体画像 $P$ よりも読影性能が向上するように、局所画像データ $S_2$ のうち少なくとも異常陰影画像データ $S_1$ に対して画像強調処理を行う局所画像強調手段70をさらに加えた構成である以外は、第1の実施形態と同様である。



特開平8-294479

【0132】すなわち、全体画像データSは全体画像メモリ10を介して(図4に示すAの経路)、または直接に(図4に示すBの経路)、全体画像表示手段30に入力されて全体画像Pが表示される(図5(A))一方、局所領域抽出手段60は、判定手段50の判定結果に基づいて、第1の実施形態と同様に局所画像データ $S_2$ を抽出する。そしてこの抽出された局所画像データ $S_2$ は局所画像強調手段70に入力され、この局所画像強調手段70によって例えば、階調処理、周波数処理および拡大処理等の画像強調処理が施される。

【0133】これらの画像強調処理は、具体的には以下の(1)~(3)に示す信号処理を行うように設定されている。すなわち、

(1)階調処理は、局所画像表示手段90に表示される局所画像 $P_2$ が全体画像表示手段30に表示される全体画像Pよりコントラストが1.2倍以上となるように設定される。

【0134】(2)周波数処理は、局所画像表示手段90に表示される局所画像 $P_2$ が全体画像表示手段30に表示される全体画像Pより強調度が1.1倍以上となるように設定される。

【0135】(3)拡大処理は、局所画像表示手段90に表示される局所画像 $P_2$ が全体画像表示手段30に表示される全体画像Pより大きさが1.5倍以上となるように設定される。

【0136】この画像強調処理がなされた後の局所画像データ $S_2$ は、局所画像表示手段90に入力され、局所画像表示手段90は、入力された局所画像データ $S_2$ に基づいた局所領域の画像 $P_2$ を表示する(図5(B))。局所画像表示手段90に表示された局所領域の画像 $P_2$ は、局所画像強調手段70の設定により、全体画像表示手段20に表示された全体画像Pに対して、コントラストが1.2倍以上、強調度が1.1倍以上、大きさが1.5倍以上であるため、全体画像表示手段20に表示された全体画像Pよりも観察読影性能に優れるとともに、局所領域の画像 $P_2$ のみが全体画像Pとは別個に表示されるため、画像読影者は腫瘍陰影 $P_1$ を含むその局所領域の画像 $P_2$ に観察意識を集中することができ、診断性能を向上させることができ、またその診断に要する時間を短縮することができる。

【0137】なお、局所画像強調手段70による上記階調処理、周波数処理および拡大処理等の画像強調処理は、局所画像データ $S_2$ の全体に亘って施すものに限らず、この局所画像データ $S_2$ のうち近傍領域の画像データを除いた異常陰影画像データ $S_1$ に対してのみ施すようにしてもよい。このように異常陰影画像データ $S_1$ にのみ画像強調処理を施す場合には、上記コントラスト、強調度、大きさの向上度の値は、上述したように全体画像に対する異常陰影の候補の画像についての値とする。すなわち、局所画像強調手段70による画像強調処理は、

(1')階調処理は、局所画像表示手段90に表示される異常陰影の候補画像 $P_1$ が全体画像表示手段30に表示される全体画像Pよりコントラストが1.2倍以上となるように設定される。

【0138】(2')周波数処理は、局所画像表示手段90に表示される異常陰影の候補画像 $P_1$ が全体画像表示手段30に表示される全体画像Pより強調度が1.1倍以上となるように設定される。

【0139】(3')拡大処理は、局所画像表示手段90に表示される異常陰影の候補画像 $P_1$ が全体画像表示手段30に表示される全体画像Pより大きさが1.5倍以上となるように設定される。

【0140】なお上記拡大処理は、上述のように例えば1.5倍というような一定の拡大率による拡大処理に限らず、異常陰影候補検出手段40により検出された異常陰影の候補の大きさに応じてその拡大率が変化するように設定された処理であってもよい。すなわち異常陰影候補の画像 $P_1$ を局所画像表示手段90に表示するにあたっては、検出された異常陰影候補の大きさが小さい場合にはより大きな拡大率で拡大処理し、検出された異常陰影候補の大きさが大きい場合には比較的小さな拡大率で拡大処理し、表示手段90の表示面上における異常陰影の見掛けの大きさは検出された実際の異常陰影の大きさに拘らず常にほぼ一定となるようにしてもよい。

【0141】具体的には、局所画像強調手段70が、異常陰影候補検出手段40により得られた異常陰影候補の位置データ $D_1$ に基づいて異常陰影候補の大きさを算出する異常陰影サイズ算出手段と、局所画像表示手段90への異常陰影候補画像の表示サイズが常に略一定となるように、異常陰影サイズ算出手段により算出された異常陰影候補の大きさに応じた拡大率があらかじめ設定された拡大率設定テーブル(図6参照)と、この拡大率設定テーブルにより設定された拡大率にしたがって局所画像データ $S_2$ もしくは異常陰影画像データ $S_1$ に拡大処理を施す拡大処理手段とを有する構成とすればよい。

【0142】このように、検出された異常陰影候補の大きさに拘らず、局所画像表示手段90に表示される異常陰影候補の画像 $P_1$ が常に略一定の大きさとなるように拡大率を変化させることにより、検出された異常陰影候補が微小サイズであっても、読影者は、常に略一定の大きさの画像として異常陰影候補の画像 $P_1$ を読影することができ、診断性能の向上を図ることができる。

【0143】なお、上記異常陰影サイズ算出手段による異常陰影候補の大きさの算出は、例えば腫瘍陰影や石灰化陰影等の異常陰影候補の周縁長に基づいて算出する方法や、異常陰影候補検出手段40がモーフロジーフィルターである場合には以下のような手法により算出することができる。

【0144】すなわち、前述のオープニング演算に基づく下記演算式(14)の値(モーフロジーフィルターに

特開平8-294479

よる石灰化陰影の濃度値)  $P$  が、予め設定された、異常陰影(石灰化陰影)候補であると判定する閾値  $Th$  より大きい場合 ( $P \geq Th$ ) は、その画素については石灰化陰影候補として『1』の値を付与し、閾値  $Th$  より小さい場合 ( $P < Th$ ) は、その画素については石灰化陰影候補ではないとして『0』の値を付与して2値化処理を

$$P = f - \max_{i \in \{1, \dots, M\}} \{(f \ominus Bi) \oplus Bi\}$$

$$= f - \max_{i \in \{1, \dots, M\}} \{f_{g,i}\}$$

(14)

【0146】また、上述の局所画像強調手段70は第2の実施形態の計算機支援画像診断装置に適用することもできる。具体的には、局所領域抽出手段60から出力された局所画像データ  $S_2$  に対して画像強調処理を行うように(図7参照)、または局所画像メモリ15から出力された局所画像データ  $S_2$  に対して画像強調処理を行うように(図8参照)、局所画像強調手段70を設ければよい。

【0147】このように、局所画像強調手段70により画像強調処理がなされた後の局所画像データ  $S_2$  は、図7に示す構成の場合は局所画像メモリに一時的に記憶されて所定の表示要求があった後に局所画像表示手段90に入力され、一方、図8に示す構成の場合はそのまま局所画像表示手段90に入力されて、その局所画像データ  $S_2$  に基づいた局所領域の画像  $P_2$  が図5(B)に示すように局所画像表示手段90に表示される。

【0148】図9は本発明の計算機支援画像診断装置の第4の実施形態の概略構成を示すブロック図である。図示の計算機支援画像診断装置は、図4に示した第3の実施形態に対して、全体画像表示手段30に表示される全体画像  $P$  を示す全体画像データ  $S$  に対しても階調処理、周波数処理、またはこれらを組み合わせた処理等の画像強調処理を行う全体画像強調手段20をさらに加えた構成である以外は、第3実施形態と同様である。

【0149】すなわち局所領域の画像  $P_2$  が局所画像表示手段90に表示される作用については前述の第3の実施形態と同一である一方、この装置に入力された全体画像データ  $S$  は、全体画像メモリ10を介して(図9に示すAの経路)、または直接に(図9に示すBの経路)全体画像強調手段20に入力される。全体画像強調手段20は、入力された全体画像データ  $S$  に対して上述の階調処理、周波数処理、またはこれらを組み合わせた処理等の画像強調処理を施したうえで全体画像表示手段30に入力する。全体画像表示手段30は入力された全体画像データ  $S$  に基づいて全体画像  $P$  を表示する。

【0150】このように全体画像に対してもある程度の画像強調処理をなすことにより、観察読影に適した全体画像  $P$  を表示することができる。

【0151】なおこのように全体画像  $P$  に対しても画像強調処理を行う構成を採用した場合にも、全体画像強調

手段20は全体画像  $P$  の読影性を向上させることを目的としているため、局所画像  $P_2$  (または異常陰影  $P_1$ ) についての読影性能は、局所画像強調手段70によって画像強調処理された局所画像  $P_2$  (または異常陰影  $P_1$ ) の方が優れたものとなる。

【0145】

【数10】

手段20は全体画像  $P$  の読影性を向上させることを目的としているため、局所画像  $P_2$  (または異常陰影  $P_1$ ) についての読影性能は、局所画像強調手段70によって画像強調処理された局所画像  $P_2$  (または異常陰影  $P_1$ ) の方が優れたものとなる。

【0152】図10は図7に示した、図11は図8に示した本発明の第3の実施形態に対して、全体画像表示手段30に表示される全体画像  $P$  を示す全体画像データ  $S$  に対しても階調処理、周波数処理、またはこれらを組み合わせた処理等の画像強調処理を行うようにした構成の、第4の実施形態と同様の実施形態の概略構成を示すブロック図であり、全体画像強調手段20をさらに加えた構成である以外は、図7または図8に示した第3実施形態と同様である。

【0153】これらの実施形態の作用については、局所領域の画像  $P_2$  が局所画像表示手段90に表示される作用については図7または図8に示した第3の実施形態と同一である一方、全体画像  $P$  が全体画像表示手段30に表示される作用については図9に示した第4の実施形態と同一であるので、説明を省略する。

【0154】図12は図11に示した実施形態において、全体画像表示手段30が局所画像表示手段90を兼ねた構成の実施形態である。すなわち、図11に示した実施形態において全体画像  $P$  が表示されている全体画像表示手段30の表示面上の一部に、局所領域画像  $P_2$  を重ねて表示するウィンドウ領域  $W$  を設けた構成である。したがって、図13に示すように、全体画像表示手段30には全体画像  $P$  が表示されつつ、本来、これとは別個の局所画像表示手段90に表示される局所領域画像  $P_2$  が、全体画像表示手段30に表示されている全体画像  $P$  の一部に重ねて表示される(その局所領域画像  $P_2$  が重ねられた全体画像表示手段30のウィンドウ領域  $W$  には、その全体画像  $P$  の一部と局所領域画像  $P_2$  とが重複して表示されるのではなく、重ねられた側の全体画像  $P$  の一部は表示されず、局所領域画像  $P_2$  のみが表示され、重ねられていない表示部分には、全体画像  $P$  の残りの部分が表示されることを意味する)。このようなウィンドウ領域  $W$  は、図示しない表示制御手段によって設定される。

【0155】なお図12に示す実施形態の場合、読影者が

特開平8-294479

らの局所画像表示要求80への表示要求が入力される以前については、全体画像表示手段30には全体画像Pの全体が表示され、表示要求が入力された後に初めて全体画像表示手段30に上記ウィンドウ領域Wが設けられて上述のように局所領域画像 $P_2$ が表示される(図13)。

【0156】このように単一の表示手段の同一表示面上に、全体画像Pと異常陰影 $P_1$ を含む局所画像 $P_2$ とを同時に表示することにより、全体画像Pにおける異常陰影 $P_1$ の位置付けの理解がより一層容易になり、これによっても診断性能の向上を図ることができる。

【0157】なお、全体画像Pおよび局所領域の画像 $P_2$ の表示態様としては、画像の対象となる被写体によって種々の態様を採ることができる。例えば1人の患者の乳房等のX線画像を表示する場合、一方の乳房の画像だけを表示する他、全体画像表示手段および局所画像表示手段をそれぞれ2組備える構成を採用するなどにより、一方の乳房の異常陰影を含む局所領域の画像 $P_2$ を一方の局所画像表示手段に表示し、同時に、この一方の乳房の局所領域に対応する他方の乳房の部位の局所領域の画像 $P_2'$ を、一方の乳房の局所領域の画像 $P_2$ と同一の強調処理を施したうえで、他方の局所画像表示手段に表示せしめるようにすれば、読影者は左右の乳房の同一部位 $P_2$ 、 $P_2'$ を対比観察することができ、より一層、診断性能を向上させることができる。

【0158】なお、全体画像表示手段についても、一对の乳房の全体画像を左右各別に、別個の全体画像表示手段にそれぞれ表示する構成としてもよい。

【0159】さらに、2つの全体画像表示手段に前述したウィンドウ領域をそれぞれ設けて、両全体画像表示手段にそれぞれ別個に表示された左右の乳房の全体画像に、対応する局所領域の画像を表示するようにしてもよい。

【0160】また、この一方の乳房の画像と、これとは別個に撮影された他方の乳房の画像とを単一の画像表示手段の同一表示面上に同時に表示するようにしてもよい。具体的には、図14に示すように、一方の乳房の全体画像Pを全体画像表示手段30の表示面の右半分に、他方の乳房の全体画像P'を同じ全体画像表示手段30の表示面の左半分に、これらを隣接して(例えば向かい合わせで、あるいは背中合わせにして)同時に表示せしめ(同図(A))、一方の乳房の全体画像データSから異常陰影候補 $P_1$ が検出された場合には、この異常陰影候補 $P_1$ を含む局所領域の画像 $P_2$ を強調処理したうえで右半分の表示面上に設けられたウィンドウ領域Wに表示させるとともに、この一方の乳房における異常陰影候補の部位 $P_1$ と対応する他方の乳房の部位についての局所領域の画像 $P_2'$ を同様の強調処理をしたうえで、左半分の表示面上に設けられたウィンドウ領域W'に表示してもよい(同図(B))。

【0161】このように構成した実施形態においては、

両乳房を直接対比観察することができ、両乳房の詳細な相違、例えば両乳房の異常陰影の有無、異常陰影の形態等の相違を容易に診断することができるという効果が得られる。

【0162】なお、全体画像表示手段30にウィンドウ領域Wを設けて、全体画像と局所領域の画像とを単一の表示面上に表示する例については種々の態様を採用することができるが、このときのウィンドウ領域の大きさや位置の設定方法について以下に具体的に説明する。

【0163】図15は、図14(B)に示すように左右の乳房の全体画像を背中合わせにして単一の表示面上に同時に表示するようにした全体画像表示手段30であって、表示面の左側半分については記載を省略したものである。

【0164】この図15に示す全体画像表示手段30は、表示面の上下方向の長さをY、検出した異常陰影 $P_1$ の全体画像Pにおける表示面上の距離をyとしたときに、図示しない表示制御手段による表示制御によって、ウィンドウ領域Wが以下の位置に設定される。

【0165】すなわち、 $y < Y/2$ のときはウィンドウ領域Wの位置は表示面上の上下方向中央部よりも下側の領域に設定され、反対に $y > Y/2$ のときはウィンドウ領域Wの位置は表示面上の上下方向中央部よりも上側の領域に設定される。

【0166】このように、異常陰影 $P_1$ の位置が上側にあるときはウィンドウ領域Wを下側に設けることによって、全体画像Pにおける異常陰影 $P_1$ の表示がウィンドウ領域Wの表示によって遮られなくなり、全体画像Pにおける異常陰影 $P_1$ の位置を確認しながら、ウィンドウ領域Wに表示された観察性能の優れた画像処理が施された異常陰影 $P_1$ の処理済み画像を観察することができ、画像の診断性能が向上する。なお異常陰影 $P_1$ の位置が下側にあるときはウィンドウ領域Wが上側に設けられて、上述と同様の効果を得ることができる。

【0167】図16(A)は、このウィンドウ領域Wが異常陰影 $P_1$ のみならず被写体そのものの画像の表示をも遮らないようにしたものを示している。

【0168】すなわち図16(A)の全体画像表示手段は、図示しない表示制御手段によって、ウィンドウ領域Wは全体画像Pのうち被写体自体(図示では乳房)の画像がない位置(例えば放射線のいわゆる素抜け部を示す画像領域など)に設定される。

【0169】これは図示しない表示制御手段が、被写体自体の表示面上で占める領域の大きさa、bに基づいて被写体自体が存在しない領域を算出することによってなされている。したがってウィンドウ領域Wは、その位置だけではなく、その大きさも被写体自体の占める領域に応じて変化することになる。

【0170】ところで、ウィンドウ領域W内に表示しようとする局所領域については局所画像強調手段によって所望の大きさに拡大処理されている場合があり、異常陰

影 $P_1$ の全体がウインドウ領域 $W$ に収まらないことも考えられる。このような場合には、ウインドウ領域 $W$ は被写体自体の占める領域に応じて変化した大きさに設定されるとともに、ウインドウ領域 $W$ の側端部および底端部に、縦方向および横方向に対応したスクロールバー $SB$ を設け、このスクロールバー $SB$ を画面操作のマウス等でクリックするなどして、ウインドウ領域 $W$ に表示しようとする局所領域の画像をウインドウ領域 $W$ 内で自由に移動可能とすれば、この局所領域の画像の全体をウインドウ内で順次観察することができる。

【0171】すなわち、図16(B)に示すように、ウインドウ領域 $W$ に表示しようとする局所領域の画像に対して破線で示すウインドウ $w$ を相対的に移動可能とすることにより、このウインドウ $w$ 内の画像をウインドウ領域 $W$ に表示すればよい。なお以上の作用は、上述の表示制御手段による制御とすればよい。

【0172】図17は、被写体中に複数の異常陰影 $P_1$ 、 $P_{11}$ 、 $P_{21}$ 、 $P_{31}$ が検出されて、これらの各異常陰影に対応する複数の局所領域画像を複数のウインドウ領域 $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$ 、 $W_4$ に各別に表示した状態を示すものである。

【0173】同図(A)は、局所領域画像の大きさに拘らず全てのウインドウ領域 $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$ 、 $W_4$ を同一の大きさで表示するものを示し、同図(B)は、局所領域画像の大きさに応じて各ウインドウ領域 $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$ 、 $W_4$ の大きさを変化せしめて表示するものを示している。

【0174】同図(A)では、各ウインドウ領域 $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$ 、 $W_4$ に表示される異常陰影 $P_1$ 、 $P_{11}$ 、 $P_{21}$ 、 $P_{31}$ は、局所画像強調手段によってその大きさが予め設定されている場合はその大きさで表示し、そのような大きさで表示するとすれば異常陰影 $P_1$ 、 $P_{11}$ 、 $P_{21}$ 、 $P_{31}$ の大きさがウインドウ領域 $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$ 、 $W_4$ よりも大きくなってしまう場合は図16(A)に示したようなスクロールバー $SB$ を各ウインドウ領域 $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$ 、 $W_4$ ごとに設定すればよい。

【0175】またウインドウ領域 $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$ 、 $W_4$ の大きさに適合するように強制的に異常陰影 $P_1$ 、 $P_{11}$ 、 $P_{21}$ 、 $P_{31}$ の大きさを拡大縮小するようにしてもよい。

【0176】一方、同図(B)のように、局所領域画像の大きさに応じて各ウインドウ領域 $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$ 、 $W_4$ の大きさを変化せしめて表示する場合であっても、ウインドウ領域 $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$ 、 $W_4$ が被写体の表示を遮るような場合は、前述した図16(A)の場合のようにウインドウ領域 $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$ 、 $W_4$ の大きさを強制的に縮小させてもよい。この場合、ウインドウ領域 $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$ 、 $W_4$ 内に表示される異常陰影 $P_1$ 、 $P_{11}$ 、 $P_{21}$ 、 $P_{31}$ もウインドウ領域 $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$ 、 $W_4$ の縮小率に合わせて縮小するようにしてもよいし、あ

るいは異常陰影 $P_1$ 、 $P_{11}$ 、 $P_{21}$ 、 $P_{31}$ の大きさはそのまま、スクロールバー $SB$ を設けるようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の計算機支援画像診断装置の第1実施形態の概略構成を示すブロック図

【図2】(A)全体画像表示手段に放射線画像の全体 $P$ が表示された様子を示す図

(B)局所画像表示手段に異常陰影 $P_1$ を含む局所画像 $P_2$ が表示された様子を示す図

【図3】本発明の計算機支援画像診断装置の第2実施形態の概略構成を示すブロック図

【図4】本発明の計算機支援画像診断装置の第3実施形態の概略構成を示すブロック図

【図5】(A)全体画像表示手段に放射線画像の全体 $P$ が表示された様子を示す図

(B)局所画像表示手段に異常陰影 $P_1$ を含む局所画像 $P_2$ が表示された様子を示す図

【図6】異常陰影サイズ算出手段により算出された異常陰影候補の大きさに応じた拡大率が予め設定された拡大率設定テーブルを示すグラフ

【図7】図3に示した第2実施形態の計算機支援画像診断装置に対して、局所領域抽出手段60から出力された局所画像データ $S_2$ に対して画像強調処理を行うように局所画像強調手段70を適用した実施形態の概略構成を示すブロック図

【図8】図3に示した第2実施形態の計算機支援画像診断装置に対して、局所画像メモリ15から出力された局所画像データ $S_2$ に対して画像強調処理を行うように局所画像強調手段70を適用した実施形態の概略構成を示すブロック図

【図9】本発明の計算機支援画像診断装置の第4実施形態の概略構成を示すブロック図

【図10】図7に示した本発明の第3実施形態に対して、全体画像表示手段30に表示される全体画像 $P$ を示す全体画像データ $S$ に対して画像強調処理を行うようにした構成の実施形態の概略構成を示すブロック図

【図11】図8に示した本発明の第3実施形態に対して、全体画像表示手段30に表示される全体画像 $P$ を示す全体画像データ $S$ に対して画像強調処理を行うようにした構成の実施形態の概略構成を示すブロック図

【図12】図11に示した実施形態において、全体画像表示手段30が局所画像表示手段90を兼ねた構成の実施形態の概略構成を示すブロック図

【図13】全体画像表示手段が局所画像表示手段を兼ねた構成における、全体画像と局所画像との表示状態を示す図

【図14】(A)全体画像表示手段に2つの乳房の画像が同時に表示された様子を示す図

(B)全体画像表示手段に2つの乳房の画像が同時に表

示されるとともに、局所画像表示手段を兼ねた構成における、全体画像と局所画像との表示状態を示す図

【図15】全体画像表示手段の表示面にウインドウ領域Wを設定した状態を示す図

【図16】(A)ウインドウ領域にスクロールバーを設けた状態を示す図

(B)ウインドウの移動状態を説明する図

【図17】(A)複数のウインドウ領域を局所領域画像の大きさに拘らず同一の大きさで表示した状態を示す図

(B)複数のウインドウ領域を局所領域画像の大きさに応じて変化させて表示した状態を示す図

【図18】アイリスフィルターにおける勾配ベクトルの向き $\theta$ を算出するための $5 \times 5$ のマスクを示す図

【図19】勾配ベクトルの集中度の概念を示す図

【図20】集中度の評価を行う、注目画素を中心とした32方向の放射状の線上の画素を示す図

【図21】モーフロジーフィルターの基本的作用を示す図

- (A) ゲイレーション処理
- (B) エロージョン処理
- (C) オープニング処理

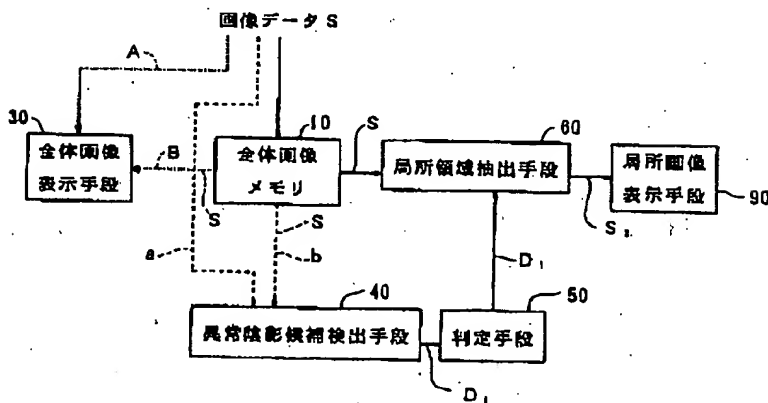
(D) クローニング処理、をそれぞれ示す

【図22】モーフロジーフィルターにおける直線状の4つの構造要素を示す図

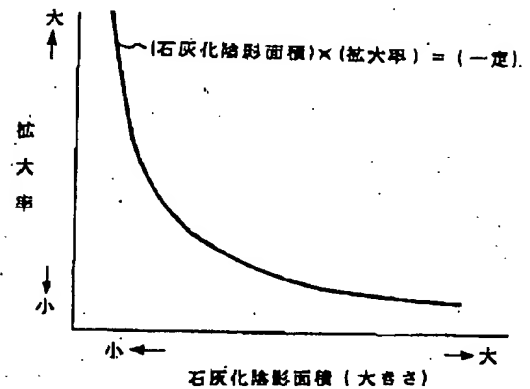
【符号の説明】

- 10 全体画像メモリ
- 15 局所画像メモリ
- 20 全体画像強調手段
- 30 全体画像表示手段
- 40 異常陰影候補検出手段
- 50 判定手段
- 60 局所領域抽出手段
- 70 局所画像強調手段
- 80 局所画像表示要求手段
- 90 局所画像表示手段
- P 被写体の放射線画像
- $P_1$  異常陰影の候補
- $P_2$  異常陰影の候補を含む局所領域の画像
- S 全体画像データ
- $S_2$  局所画像データ
- $A \cdot B \cdot a \cdot b$  全体画像データSの入力経路

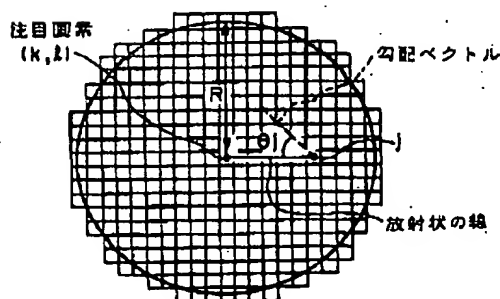
【図1】



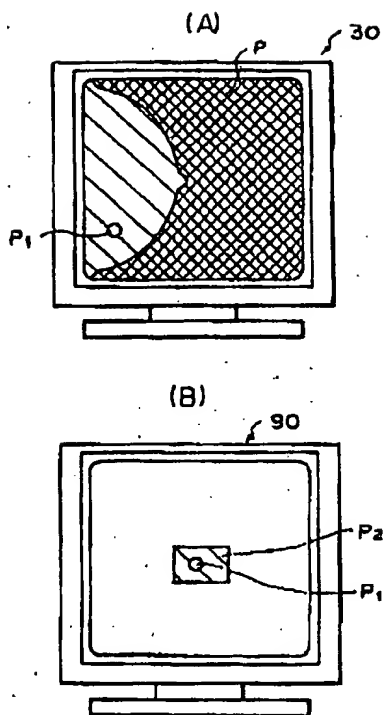
【図6】



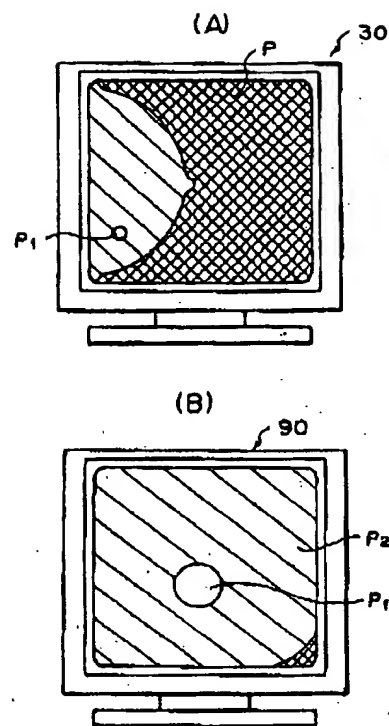
【図19】



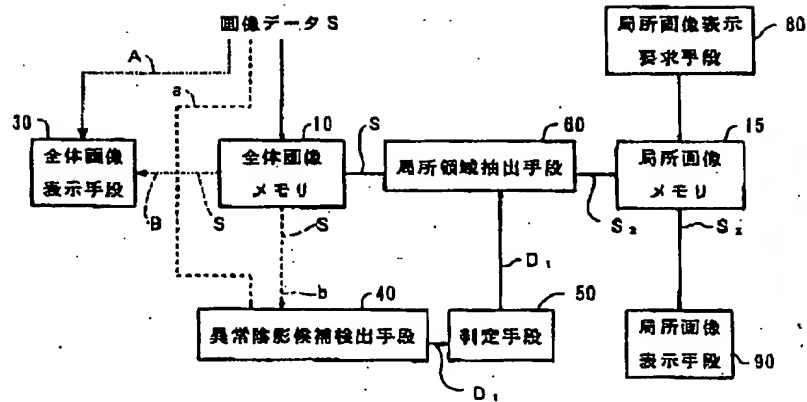
【図 2】



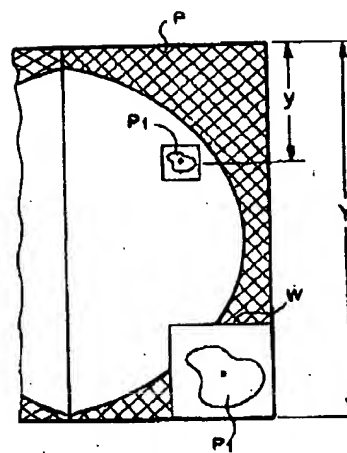
【図 5】



【図 3】

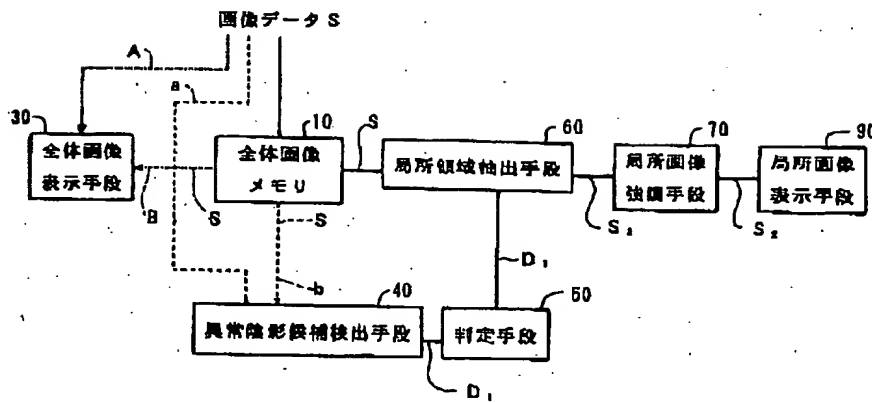


【図 15】

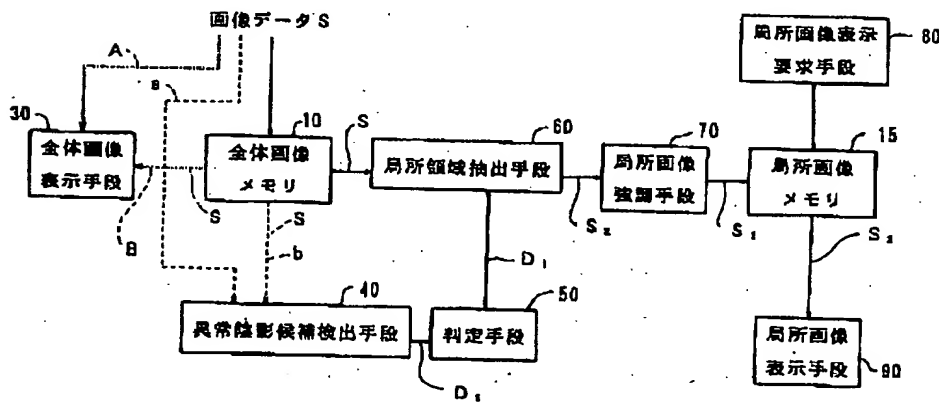


特開平8-294479

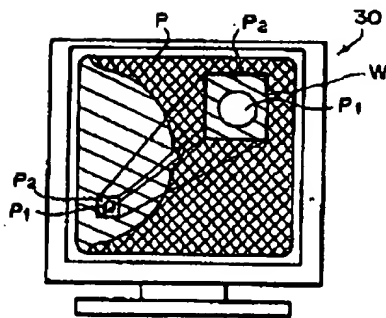
【図4】



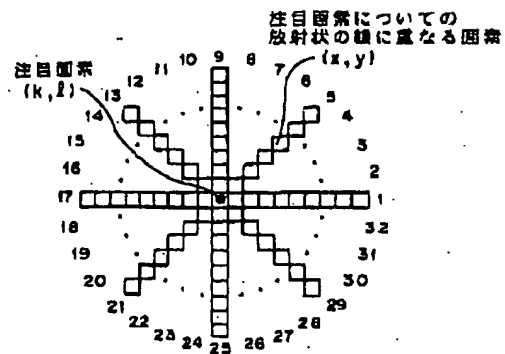
【図7】



【図13】



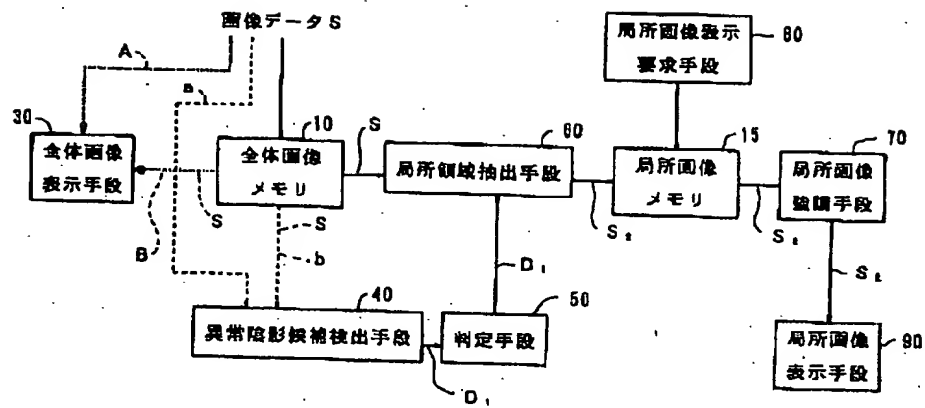
【図20】



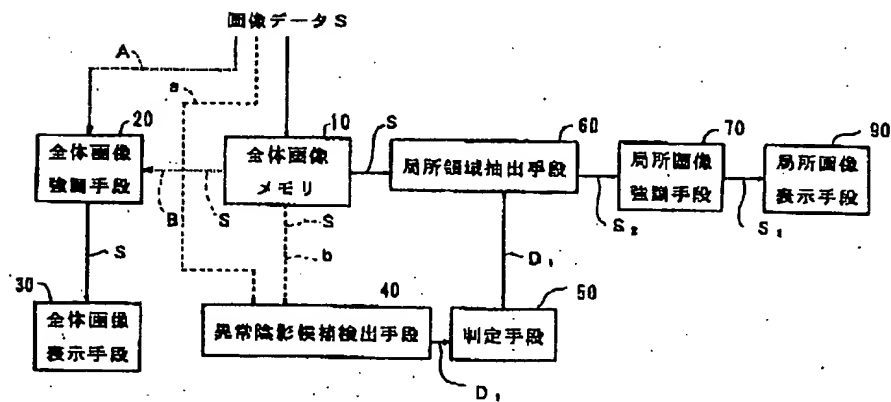


特開平8-294479

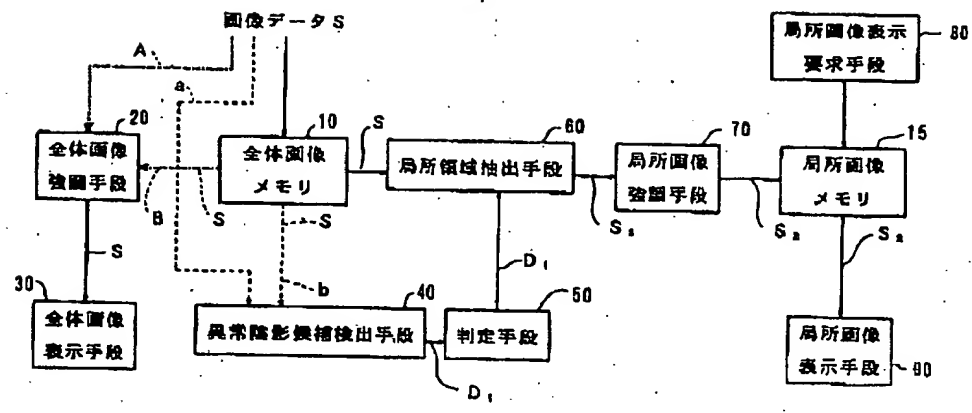
【図8】



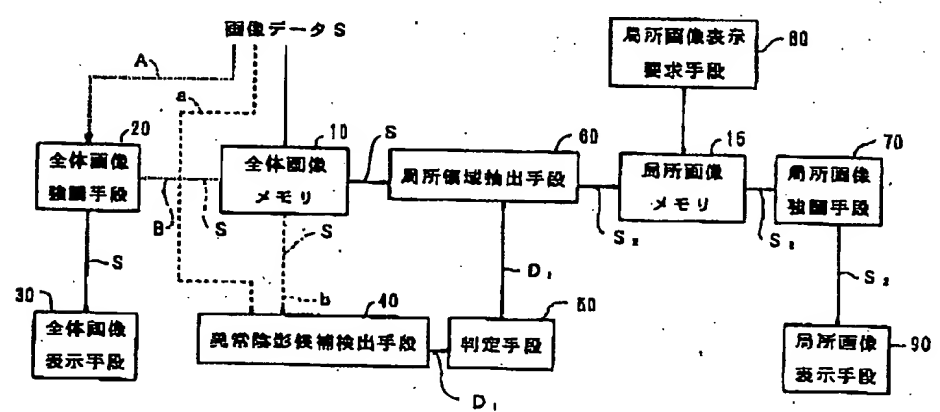
【図9】



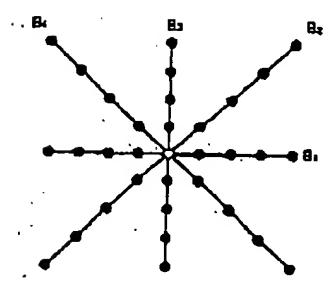
【図10】



【図11】

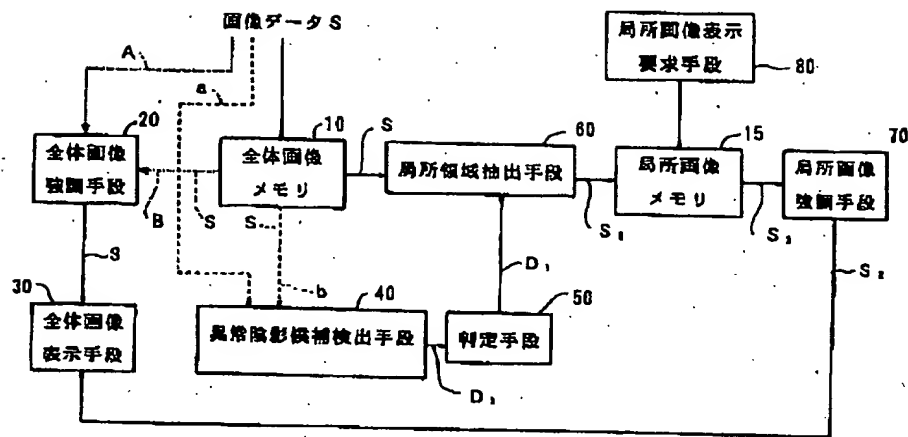


【図22】

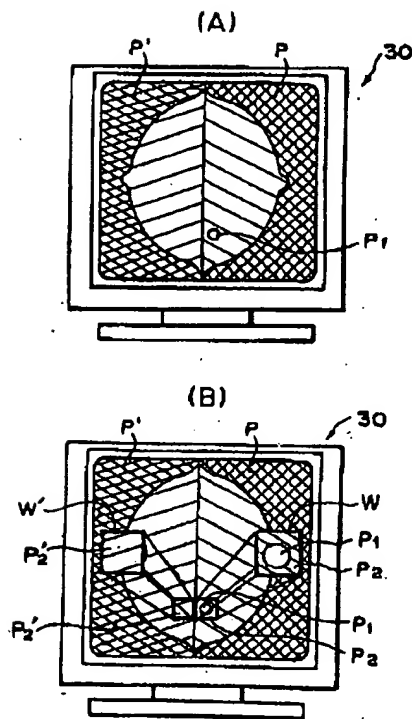


特開平8-294479

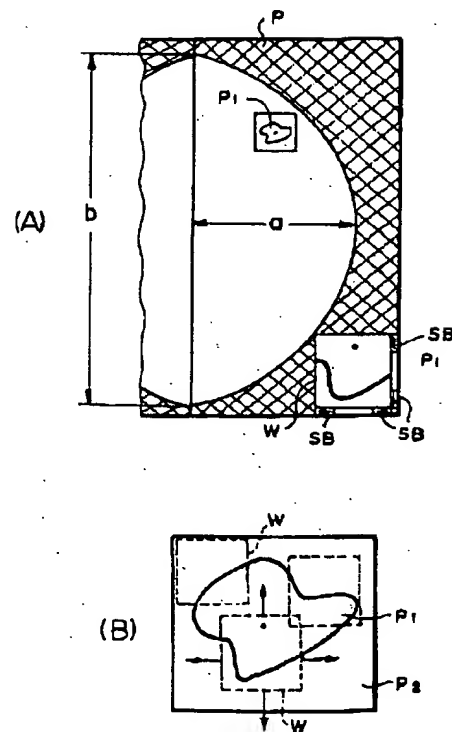
【図12】



【図14】

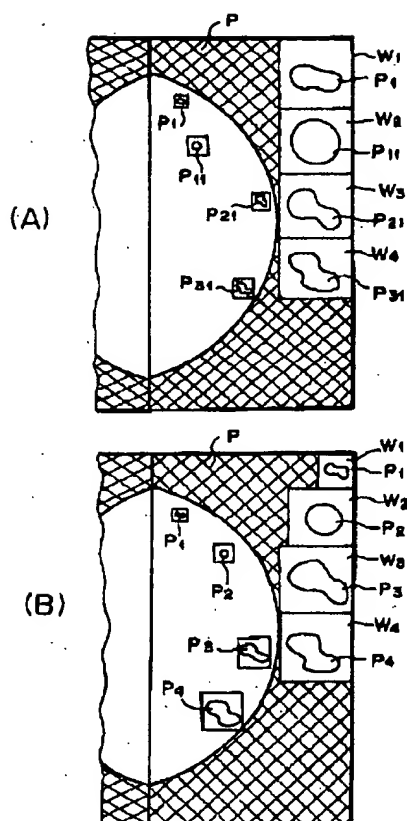


【図16】



特開平8-294479

【図17】

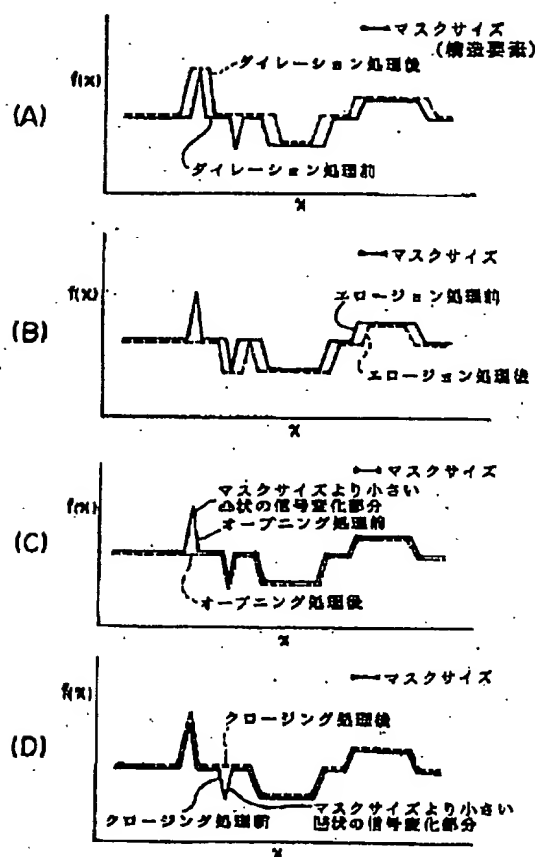


【図18】

$f_7$	$f_8$	$f_6$	$f_4$	$f_3$
$f_8$				$f_2$
$f_9$		画素 i		$f_1$
$f_{10}$				$f_{16}$
$f_{11}$	$f_{12}$	$f_{13}$	$f_{14}$	$f_{15}$

特開平8-294479

【図21】



## 【手続補正書】

【提出日】平成8年1月31日

【補正内容】

【手続補正1】

【0053】

【補正対象書類名】明細書

【数4】

【補正対象項目名】0053

【補正方法】変更

$$C_i(n) = \sum_{j=1}^n \{(\cos \theta_{ij}) / n\} \quad R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (5)$$

(Rmin は抽出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値、Rmax は抽出しようとする腫瘍陰影の半径の最大値を表す)

それぞれ対応する距離にある画素までの全画素の前記指標値  $\cos \theta_j$  の平均値を算出する。

## 【手続補正2】

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0054

【補正対象項目名】0061

【補正方法】変更

【補正方法】変更

【補正内容】

【補正内容】

【0054】すなわち、複数の線のすべてについて、前記線ごとに、該線上の前記注目画素から、検出しようとする腫瘍陰影の最小の大きさから最大の大きさまでにそ

【0061】

【数6】

特開平8-294479

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{min} + 1} \sum_{j=R_{min}}^n \cos \theta_j, \quad R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (5')$$

すなわち、複数の線のすべてについて、前記線ごとに、  
該線上の前記注目画素から検出しようとする腫瘍陰影の  
最小の大きさに対応する距離にある画素から、最大の

きさに対応する距離にある画素までの全画素の前記指標  
値  $\cos \theta_j$  の平均値を算出すればよい。